

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
JEAN-SÉBASTIEN LAUZON

COMPRENDRE LES STRATÉGIES MUSCULAIRES SOUS L'INFLUENCE DE
LA VIBRATION LORS D'UN SOULEVÉ PELVIEN EXÉCUTÉ EN SUSPENSION

AVRIL 2018

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

Ce mémoire a été dirigé par :

Martin C. Normand, D.C. Ph.D.

Université du Québec à Trois-Rivières

Directeur de recherche, grade

Rattachement institutionnel

Jury d'évaluation du mémoire :

Martin C. Normand, D.C. Ph.D.

Université du Québec à Trois-Rivières

Prénom et nom, grade

Rattachement institutionnel

Claude Dugas, Ph.D.

Université du Québec à Trois-Rivières

Prénom et nom, grade

Rattachement institutionnel

Julie O'Shaughnessy, D.C. M.Sc.

Université du Québec à Trois-Rivières

Prénom et nom, grade

Rattachement institutionnel

RÉSUMÉ

La variabilité motrice, selon Bernstein (1967), peut être décrite comme étant une propension à réaliser le même mouvement avec une multitude de solutions différentes. Pour sa part, l'exécution du geste doit être en fonction du besoin spécifique à la tâche et elle est adaptée au contexte environnemental tout en étant en contrôle. Justement, un contrôle moteur sain est essentiel au bon fonctionnement de la coordination et de l'adaptation des différents mouvements sélectionnés. Cependant, lors d'un épisode de douleur, des dérèglements surviennent fréquemment au niveau du contrôle moteur. La proprioception, les ajustements posturaux anticipés et l'activation musculaire sont notamment affectés.

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) représentent un pourcentage important de toutes les lésions professionnelles. Que ce soit un TMS suite à un trauma ou bien qu'il se soit développé progressivement, on peut souvent le reconnaître par la présence d'une douleur et/ou d'une perte de fonction. Ces symptômes vont souvent mener à un changement dans la stratégie motrice utilisée par le participant. Lorsque les symptômes se résorbent, la stratégie motrice, pour sa part, ne reviendra pas nécessairement à son patron d'origine.

Dans cette étude, à l'aide de l'électromyographie (EMG), nous tenterons d'analyser la stratégie de recrutement musculaire employée par des participants sains et des participants ayant un TMS lors d'un soulevé pelvien et d'un maintien postural en

suspension combinée à la vibration, et ce, selon la méthode Neurac™. Cette méthode thérapeutique est utilisée pour favoriser le recrutement musculaire adéquat, c'est-à-dire une contraction avec la bonne force et au bon moment de muscles spécifiques.

Un effet principal de groupes au niveau des érecteurs du rachis du côté droit (ERD) et du droit fémoral (DF) sont retrouvés lors du soulevé pelvien et du maintien postural. Les participants sains recrutent donc davantage, et ce, significativement, l'ERD et le DF que les participants ayant un TMS. Une tendance vers une augmentation du synchronisme intermusculaire est observée au fil des essais chez les deux groupes compte tenu d'une baisse au niveau du délai de contraction entre le premier et le dernier muscle à entrer en action.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	iii
TABLE DES MATIÈRES	v
LISTE DES TABLEAUX	viii
LISTE DES FIGURES	ix
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	x
REMERCIEMENTS	xi
CHAPITRE 1	1
INTRODUCTION.....	1
La variabilité motrice	1
Le mouvement	2
Le contrôle moteur.....	3
Le contrôle moteur de la région lombo-pelvienne	4
Les troubles musculo-squelettiques	10
Le contrôle moteur et la douleur.....	12
La douleur et la région lombo-pelvienne.....	15
Les exercices en suspension, la vibration et la douleur	17
La méthode Neurac™	22
CHAPITRE II.....	26
OBJECTIF ET HYPOTHÈSES	26
Objectif	26

Hypothèses	26
CHAPITRE III	27
MÉTHODOLOGIE	27
Participants	27
Procédures et questionnaires	28
L'échelle visuelle analogique.....	29
Fear-avoidance belief questionnaire	29
L'échelle de kinésiophobie de Tampa	29
Le questionnaire Oswestry	29
Le protocole Neurac™ et le protocole d'expérimentation.....	30
Le soulevé pelvien selon la méthode Neurac™ et le maintien postural	30
L'électromyographie	33
La préparation de la peau	33
Le type d'électrodes	33
Les emplacements des électrodes	34
La vibration	34
Les analyses de données	35
Les analyses statistiques.....	37
CHAPITRE IV	38
RÉSULTATS.....	38
Caractéristiques des participants	38
Analyse des résultats.....	39
Niveau d'activation musculaire.....	39
Le soulevé pelvien.....	40

Le maintien postural	41
Synchronisme intermusculaire	43
CHAPITRE V	45
DISCUSSION	45
Retour sur les objectifs	45
Retour sur les hypothèses	45
Relation entre les exercices en suspension, la vibration et le niveau d'activation musculaire	46
Relation entre la tendance retrouvée dans le synchronisme intermusculaire, le contrôle moteur et la combinaison des exercices en suspension et la vibration	50
Limites de l'étude	54
CHAPITRE VI	56
CONCLUSION	56
LISTE DES RÉFÉRENCES	58
ANNEXES	71
REDCORD STIMULA™ (RECORD AS, STAUBØ, NORWAY)	71
ÉLECTRODES BIPOLAIRES SANS FILS DELSYS MODEL TRIGNO™ WIRELESS SYSTEM (DELSYS INC, BOSTON, MA, USA)	72

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Caractéristiques des participants	39

LISTE DES FIGURES

Figures	Page
1. Position de départ du soulevé pelvien	31
2. Position finale du soulevé pelvien et du maintien postural	32
3. Crête iliaque droite et RMS au 1 ^{er} essai	36
4. Crête iliaque droite et RMS au 4 ^e essai	36
5. Moyenne des RMS de l'ERD lors de la montée pelvienne	40
6. Moyenne des RMS du DF lors de la montée pelvienne	41
7. Moyenne des RMS du l'ERD lors du maintien postural	42
8. Moyenne des RMS du DF lors du maintien postural	43
9. Moyenne du synchronisme intermusculaire selon les essais	44

LISTE DES ABRÉVIATIONS

BF : Biceps fémoral

CL: Carré des lombes

DF : Droit fémoral

EMG : Électromyographie

ERD : Érecteur du rachis droit

ERG : Érecteur du rachis gauche

ES: Érecteurs spinaux

GF : Grand fessier

IT : Intertransverse

MF: Multifides

Mf : Moyen fessier

OI: Oblique interne

OE: Oblique externe

RMS : Root mean square (racine des carrés moyens)

SNC : Système nerveux central

TrA: Transverse de l'abdomen

TMS: Trouble musculo-squelettique

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, ce fut toute une aventure! La sixième et dernière année est finalement arrivée; six années peuvent être vite passées pour tout achever. Durant ce projet, j'ai fait de belles rencontres et j'ai travaillé avec plusieurs personnes qui m'ont toutes aidé à leur façon. Bien entendu, certaines personnes se sont démarquées par leur disponibilité, leur écoute et leur influence sur ce projet.

Je pense surtout à mon directeur Martin C. Normand, D.C. Ph.D., que je tiens particulièrement à remercier pour ses conseils, ses suggestions, son écoute, sa disponibilité, ses nombreuses lectures et la liste serait trop longue. Je veux notamment souligner son dévouement au projet et son suivi assidu malgré sa retraite universitaire. Merci, sincèrement, pour tout! Ton apport a été essentiel.

Je ne peux passer sous silence mon épouse, Laura Mendoza, D.C., qui m'a encouragé durant ces six années de conciliation famille-emplois-études. Ce projet nous a permis de passer du temps ensemble pendant quatre années à l'UQTR. Je te remercie pour tes encouragements, ta motivation, ton aide, ton support, ton apport au projet, et surtout, je te remercie d'être une si bonne épouse et une si bonne mère pour Abigaëlle!

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

La variabilité motrice

La variabilité motrice est une propriété fondamentale et son rôle dans l'apprentissage et le contrôle moteur a longtemps été considéré comme central pour l'étude du mouvement et de la posture (Moseley & Hodges, 2006). La variabilité motrice se fait inévitablement au quotidien sans que l'on s'en rende compte, et il se trouve que même dans l'exécution d'une tâche invariable, il y a de la variabilité motrice. En fait, selon la théorie de Bernstein, la répétition d'un mouvement unique, invariable, offre la possibilité d'exécuter un geste avec un nombre infini de solutions (Bernstein, 1967). Il s'avère donc que pour la même performance, pour le même mouvement, il y a des multitudes de variations possibles, notamment, dans le choix des muscles pouvant être employés, dans l'intensité musculaire pouvant être utilisée, dans l'ordre de recrutement musculaire établi et dans l'angle du mouvement déterminé, et ce, tout en tenant compte des facteurs externes (Schmidt & Debu, 1993). Malgré ces divergences entre chaque répétition, le résultat est obtenu, c'est-à-dire que le mouvement est créé et réussi. Il est mentionné que lors de l'exécution d'une tâche spécifique, les stratégies motrices à travers les participants sont différentes, toutefois, l'objectif de la tâche est atteint (Abboud et al., 2014). Ainsi, chaque individu possède des capacités et des préférences de mouvement individuelles basées sur une variété de facteurs incluant notamment une

organisation anatomique, une structure physiologique, un style d'apprentissage et des expériences antérieures de mouvement (King, Ranganathan, & Newell, 2012).

D'ailleurs, même lorsque les conditions dans lesquelles les mouvements sont effectués restent invariables et que les mouvements sont très bien pratiqués et entraînés, des écarts se forment dans les paramètres cinétiques et cinématiques, et justement, ces écarts sont retrouvés lors de tentatives de tâches répétées (Newell & Corcos, 1993). Ces mêmes auteurs sont d'avis que la variabilité est considérée comme un indice de fluctuations de mouvement plutôt que le reflet d'une erreur de mouvement. Pour sa part, l'étude de Loosch (1999), suggère que la variabilité peut être conçue soit comme une erreur, un mécanisme d'adaptation, de compensation ou comme un principe de base de la production de mouvement (Loosch & Mülleriand, 1999). Il est aussi suggéré qu'un muscle n'entre jamais en action comme un élément isolé du mouvement (Whiting, 1983).

Le mouvement

Les mouvements se font d'une manière naturelle, souvent sans que l'on en soit conscient. Bien qu'elles puissent se faire très rapidement, il y a des étapes requises pour la création d'un mouvement. Assurément, nos différents organes sensoriels reçoivent des stimuli à chaque instant. Ces derniers peuvent provenir des organes visuels, olfactifs, auditifs, gustatifs, proprioceptifs ou kinesthésiques. Pour le cerveau humain, ces stimuli sont effectivement considérés comme des informations sensorielles à être identifiées. Schmidt (1993) affirme qu'une fois cette information identifiée, le cerveau

doit faire une sélection de la réponse à réaliser et c'est à ce moment que la prise de décision quant au mouvement est effectuée. La prise de décision faite, il s'agit maintenant d'organiser la réponse, d'organiser l'action. Cette dernière est alors envoyée au tronc cérébral et à la moelle épinière qui permet l'organisation et le contrôle de l'entrée en action des muscles (Schmidt & Debu, 1993). Les trois étapes du mouvement sont donc l'identification de l'information, la sélection de la réponse et la programmation de la réponse. De fait, il est important de comprendre le mouvement dans le contexte du contrôle moteur.

Le contrôle moteur

Shumway-Cook et Woollacott (2014) rapportent qu'un mouvement émerge de l'interaction de trois facteurs qui sont, l'individu, la tâche et l'environnement. L'individu exécute donc un mouvement en fonction de son besoin spécifique à la tâche et selon le contexte environnemental dans lequel il évolue. Bien qu'un geste soit produit, le fait demeure que ce mouvement doit être effectué avec contrôle. Ces auteurs indiquent que le contrôle moteur est l'habileté de réguler ou de diriger les mécanismes essentiels du mouvement (Shumway-Cook & Woollacott, 2014). Le contrôle moteur désigne également l'ensemble des opérations effectuées par les structures nerveuses impliquées dans la préparation et l'exécution des mouvements coordonnés, que ces mouvements soient réflexes, automatiques ou volontaires (Kerlirzin, Dietrich, & Vieilledent, 2009). Un contrôle moteur sain gère les relations entre les données sensorielles et motrices. Certainement, cette relation contrôlée mène à une transformation, lors d'une action, des données sensorielles en données motrices en vue

de favoriser, pour une action appropriée, la coordination et l'adaptation des différents mouvements sélectionnés (Kerlirzin et al., 2009). Avant d'expliquer les causes et les conséquences probables d'un contrôle moteur déficitaire, il est juste de s'attarder et de comprendre les aspects d'un contrôle moteur sain.

Le contrôle moteur de la région lombo-pelvienne

L'enjeu du contrôle moteur de la région lombo-pelvienne est de grande importance. Cette région sert à la locomotion et au contrôle de la colonne vertébrale dans des environnements variés et des interactions complexes entre des forces internes et externes. L'enjeu est d'autant plus compliqué par le fait que, sans muscles, la colonne, le bassin et le tronc sont intrinsèquement instables (Lucas & Bresler, 1961; Panjabi, 1992).

Le tronc est composé de deux couches de muscles, une profonde et une superficielle. Selon Bergmark (1989), la couche profonde est principalement composée du transverse de l'abdomen (TrA), des multifides (MF) et des intertransverses (IT) connus sous le nom des muscles locaux. Les muscles paraspinaux, c'est-à-dire les érecteurs spinaux (ES) et le carré des lombes (CL) forment la partie musculaire plus superficielle et postérieure du tronc, tandis que le droit de l'abdomen, les obliques externes (OE) et les obliques internes (OI) forment, pour leurs parts, la couche musculaire plus superficielle et antérieure du tronc. Cet auteur affirme que le CL, les ES, le droit de l'abdomen, et les OE sont aussi appelés des muscles globaux (Bergmark, 1989). Bien que les muscles globaux participent à actionner et mobiliser le tronc, ils sont aussi utiles à la stabilisation de ce dernier (Danneels et al., 2001). Bergmark (1989)

affirme même que les ES sont les muscles du dos les plus importants pour l'équilibre de la colonne vertébrale et pour la stabilisation du tronc. Quant à eux, les muscles locaux, donc le TrA, les MF et les IT, en se cocontractant, servent principalement à la stabilisation du tronc et ils sont d'ailleurs attachés à la colonne vertébrale (Bergmark, 1989). Pour sa part, la stabilisation latérale du rachis est essentiellement déterminée par les IT, le CL et des ES (Bergmark, 1989). Un autre muscle important est le diaphragme puisqu'il sert à augmenter la pression intra-abdominale travaillant de concert avec le plancher pelvien pour la stabilité du tronc. D'ailleurs, le plancher pelvien est souvent conjointement activé avec la contraction du transverse de l'abdomen (Akuthota, Ferreira, Moore, & Fredericson, 2008). Effectivement, la contraction simultanée du diaphragme, des muscles du plancher pelvien et des abdominaux est requise afin d'augmenter la pression intra-abdominale. De fait, cette synergie mène à une diminution de la charge des muscles de la colonne vertébrale permettant une stabilité rehaussée du tronc (Cholewicki, Juluru, & McGill, 1999). Tous les muscles du tronc sont ainsi requis pour la stabilité et le contrôle de la colonne vertébrale (Panjabi, 1992) et il est clair que la stabilité dépend de l'interaction harmonieuse entre les muscles globaux et locaux (Bergmark, 1989; McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003). En effet, le MF, en position anatomique, est le muscle qui fournit le plus de contrôle faisant en sorte que lorsqu'il est blessé, la stabilité segmentaire est fragilisée (Wilke, Wolf, Claes, Arand, & Wiesend, 1995). En effet, Wilke et coll. (1995) poursuivent en affirmant que parmi les mécanismes répertoriés dans la littérature contribuant au contrôle moteur, donc à la stabilité du tronc, on trouve le tonus musculaire géré par les fuseaux neuromusculaires

gammas. Ces auteurs ajoutent que la cocontraction des muscles antagonistes produit une force opposée au mouvement requis stabilisant l'équilibre musculaire (Wilke et al., 1995). Chez les patients sains, cette cocontraction s'effectue au moment précis, recrutant les muscles adéquats pour maximiser le contrôle moteur, donc l'équilibre musculaire. En plus du contrôle sensorimoteur du MF et du tonus musculaire environnant, le contrôle postural est un autre mécanisme procurant de la stabilité au niveau du tronc. Celui-ci fait partie du contrôle moteur et il est aussi un facteur de protection pour les structures de la région lombo-pelvienne déjà mentionnées. Ce contrôle postural se fait donc par l'entremise de plusieurs systèmes, dont le système visuel ou vestibulaire, mais dans le cadre de ce mémoire, le système proprioceptif nous intéresse davantage.

La proprioception et le contrôle moteur sont liés à deux niveaux selon Riemann et coll. (2002). Tout d'abord, selon ces auteurs, la proprioception renseigne les programmes moteurs sur l'environnement externe leurs permettant de s'ajuster aux perturbations inattendues (Riemann & Lephart, 2002). Ceux-ci poursuivent en affirmant que le système proprioceptif est le système fournissant l'information le plus rapidement avec la plus grande précision en vue d'apporter des ajustements aux stratégies motrices. Le second niveau concerne la planification et la modification des mouvements générés de manière consciente. Le système proprioceptif est le plus approprié pour fournir l'information sur le positionnement et le mouvement segmentaire permettant au système sensorimoteur d'avoir l'information complète avant la commande motrice (Riemann & Lephart, 2002). Assurément, le corps humain a la capacité intrinsèque d'être renseigné sur l'activité musculaire, le niveau de contraction et le positionnement des muscles et

des membres contribuant à l'exécution précise des mouvements. Ces renseignements sont transmis par les mécanorécepteurs, notamment les fuseaux neuromusculaires, les organes tendineux de Golgi et les récepteurs articulaires. Le bas seuil d'activation de ces trois types de récepteurs permet de détecter des changements minimes dans le positionnement des membres, et ainsi, de déclencher des processus de modification pour s'adapter à cesdits changements (Purves et al., 2014).

Les fuseaux neuromusculaires font partie de l'unité motrice. Ils se retrouvent dans les fibres musculaires striées. Leurs fibres intrafusales comprennent les neurones spinaux spécialisés appelés motoneurones gammas. Le travail principal de ces motoneurones est d'envoyer des afférences par une voie précise de la moelle épinière en vue de permettre un traitement inconscient et conscient des paramètres mentionnés. Malgré les voies directes d'analyse de la proprioception, plusieurs autres sens contribuent à préciser les renseignements fournis par ces mécanorécepteurs, notamment la vision, le système vestibulaire, l'audition et le toucher (Purves et al., 2014). Les fuseaux neuromusculaires sont présents dans tous les muscles squelettiques, mais leur densité varie selon la fonction du muscle dans lequel ils se retrouvent. Effectivement, il y a une plus grande densité de fuseaux neuromusculaires dans les muscles locaux et stabilisateurs compte tenu de la précision requise du mouvement à accomplir par ces derniers. Les muscles globaux, quant à eux, ont une moins grande densité de fuseaux neuromusculaires (Purves et al., 2014).

Dans une méta-analyse menée par Hoyan Tong et coll. (2017) portant sur la proprioception, deux méthodes d'évaluation de la proprioception sont recensées. La

première méthode est la tâche de repositionnement d'une articulation (joint reposition sense) qui évalue la capacité du patient à reproduire un mouvement. Une tâche est préalablement présentée par l'entremise d'une rétroaction visuelle, verbale et/ou kinesthésique (positionnement manuel) et le patient doit ensuite reproduire le mouvement démontré. Le résultat de ce test est donc l'écart entre le mouvement demandé et le mouvement reproduit. La seconde méthode d'évaluation est le seuil de détection d'un mouvement passif. Cette méthode d'évaluation consiste à placer la colonne lombaire du patient dans des positions déterminées par des dispositifs spécifiques qui mobilisent le segment à des vitesses constantes. La résultante est de déterminer le seuil auquel le patient aura remarqué un mouvement.

Malgré l'existence de ces protocoles, il est difficile d'évaluer de manière précise, valide et fiable la proprioception puisque plusieurs facteurs y contribuent. Tout d'abord, il y a une grande variabilité dans les protocoles, que ce soit au niveau du nombre d'essais, de la position demandée, du temps d'activation musculaire, variant selon la tâche requise, ou des équipements électroniques utilisés. En plus de ces divergences quant aux protocoles, comme mentionnés, d'autres systèmes sensoriels contribuent à la perception de la proprioception (Tong et al., 2017). De fait, dans la revue systématique de Strimpakos (2011) traitant sur l'évaluation de la colonne cervicale, davantage de facteurs influençant l'évaluation de la proprioception sont mentionnés. L'influence cutanée, la distraction du patient et sa mémoire, la vitesse du mouvement, la fatigue, le nombre de répétitions et l'effet d'apprentissage de la tâche sont énumérés comme facteurs altérant l'évaluation de la proprioception (Strimpakos, 2011). Finalement, les

deux méthodes d'évaluation mentionnées permettent d'évaluer certains facteurs de la proprioception comme la vitesse et le positionnement musculaire, cependant, la force musculaire n'est pas tenue en compte (Tong et al., 2017).

Pour sa part, l'ajustement de la posture se fait différemment selon le type de perturbation, qu'elle soit intrinsèque ou extrinsèque. Bien que tous les muscles locaux et globaux participent à la stabilisation du tronc, tous doivent également respecter une séquence d'activation. Ainsi, les ajustements posturaux anticipés (le mécanisme d'activation musculaire en « feedforward ») sont mis à exécution lors de perturbations volontaires. En effet, ce mécanisme réfère aux réponses posturales qui sont générées en anticipation à un mouvement volontaire possiblement perturbant en vue de maintenir la stabilité durant le mouvement (Shumway-Cook & Woollacott, 2014). Cet aspect du contrôle postural contribue ainsi au renforcement de la colonne lombaire par une activation anticipée de la musculature stabilisatrice du rachis en préparation aux perturbations causées par un mouvement volontaire (Belenkii, Gurfinkel, & Paltsev, 1967). Ces ajustements anticipés consistent donc en une ou des contractions préalables au mouvement des muscles stabilisateurs tels que le TrA et le diaphragme chez les patients sains. Hodges et Richardson (1997) affirment que les muscles locaux s'activent avant les muscles globaux. Ces auteurs suggèrent alors que le système nerveux central (SNC) s'occupe de la stabilisation du tronc en contractant préalablement les muscles locaux, entre autres le TrA et les MF, anticipant les forces de réaction générées par le mouvement des membres inférieurs (Hodges & Richardson, 1997). Un ajustement postural anticipé sain, géré par l'apprentissage et l'adaptation du SNC, fait partie d'un

programme d'activation musculaire général à tous les mouvements et est approprié au mouvement exécuté (Kerlirzin et al., 2009). Le contrôle moteur contribuera alors à la stabilisation de la colonne lombaire entre autres par une activation préalable de la musculature stabilisatrice et, une fois que le mouvement a été exécuté, une deuxième correction posturale sera effectuée afin de minimiser la perturbation de la posture (Kerlirzin et al., 2009). Le SNC peut ainsi modifier les synergies disponibles, donc le synchronisme musculaire, et est même en mesure d'en créer des nouvelles selon les tâches demandées et les difficultés musculaires accrues (Santos & Aruin, 2008). Bien qu'un contrôle moteur sain soit préférable, il arrive que celui-ci soit affecté par un trouble musculo-squelettique.

Les troubles musculo-squelettiques

Michel (2012) mentionne qu'entre 1998 et 2007, au Québec, le nombre de cas de troubles musculo-squelettiques (TMS) déclarés et remboursés par la Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec (CSST) a varié entre 36 842 et 51 940 annuellement. Cela représente, parmi les travailleurs, en moyenne, 35% de toutes lésions déclarées et remboursées par la CSST (Michel et al., 2012). Toujours pendant cette même période, les TMS ont causé, en moyenne, 2 431 486 jours de travail remboursés annuellement (Michel et al., 2012). En 2004, au Québec, ils représentaient un montant de 650 millions de dollars en indemnités versées et réparties sur quelque 40 000 travailleurs de tous secteurs confondus (Généreux, Provençal, Méryneau, & Larouche, 2006). Dans son portrait national des TMS 1998-2007, l'Institut national de santé publique décrit les TMS comme étant :

« ... un ensemble de symptômes et de lésions inflammatoires ou dégénératives concernant les segments corporels suivant: le cou, le dos, les membres supérieurs et les membres inférieurs (Michel et al., 2012) ».

Les TMS sont très diversifiés selon les structures atteintes. Les tendons, les muscles, les ligaments, les disques intervertébraux et les structures nerveuses sont des éléments du corps pouvant être affectés. Les névralgies, les bursites, les épicondylites, les tendinites, les synovites, les claquages et les entorses musculaires, l'arthrose et les myalgies, notamment la lombalgie, sont des exemples, parmi tant d'autres, de TMS (Gauthy, 2007). De 1998 à 2007, il a été recensé que plus de la moitié des TMS, soit 52,2 %, furent des blessures au dos. De ce pourcentage, 69% de ces douleurs étaient localisées au niveau lombaire (Michel et al., 2012). Les TMS peuvent arriver de façon traumatique, mais ils se développent souvent progressivement, résultant fréquemment en une incapacité d'adaptation et de réparation des structures (Vézina, 2011). Les TMS sont associés à des douleurs et à des limitations fonctionnelles et la population adulte est la plus affectée (Gauthy, 2007). On peut souvent reconnaître les TMS par la présence de deux symptômes; soit la douleur et la perte de fonction motrice (Michel et al., 2012; Vézina, 2011). La perte de fonction réfère à la diminution des capacités physiques dans les activités quotidiennes ou de travail, ou à la limitation de performances personnelles comparées à celles d'une personne saine du même genre et du même âge (Porterfield & DeRosa, 1991). Pour sa part, la douleur est décrite et est mise en relation avec le contrôle moteur dans la prochaine section.

Le contrôle moteur et la douleur

Tout d'abord, la douleur mène souvent à un changement au niveau du contrôle moteur et elle peut communément être décrite comme étant une sensation subjective et déplaisante apparaissant dans une région donnée du corps (Latash, 2008). Elle est également considérée comme étant un mécanisme de défense du corps humain, servant à l'avertir des dangers éventuels (Latash, 2008). Pour sa part l'International Association for the Study of Pain (IASP) définit la douleur comme une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associée à des lésions tissulaires réelles ou potentielles, ou décrite en termes de telles lésions (Bonica, 1979).

Appliquée au contrôle moteur, Lund et coll. (1991) ont démontré qu'en présence de douleur, la production de la force, la vitesse de contraction ainsi que l'amplitude de mouvement des membres affectés sont souvent réduites (Lund, Donga, Widmer, & Stohler, 1991). Ces derniers suggèrent que le changement des stratégies motrices est une adaptation protectrice normale produite par le corps (Lund et al., 1991). Hodges et Moseley (2003), pour leur part, suggèrent qu'il est possible que la douleur et la peur de la douleur mènent à une modification du contrôle moteur (Hodges & Moseley, 2003). Arendt-Nielsen et Graven-Nielsen (2008) abondent dans le même sens que les auteurs ci-haut mentionnés puisque ceux-ci affirment que l'adaptation fonctionnelle développée par la douleur musculaire peut également impliquer une activité motrice accrue, reflétant ainsi des changements dans la coordination musculaire, et donc, des changements dans la stratégie motrice. Ces derniers rapportent également que la douleur musculaire provoque des modifications dans la coordination lors d'exercices dynamiques et que les

interactions entre la douleur musculaire et le contrôle moteur dépendent de la tâche désirée (Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen, 2008). Une diminution de l'activité musculaire, causée par une baisse de l'amplitude de mouvement, ainsi qu'une force réduite sont rapportées dans le but de protéger les muscles douloureux (Arendt-Nielsen & Graven-Nielsen, 2008). Plus récemment, Hodges (2011) mentionne que le contrôle musculaire est affecté par la douleur puisque le mouvement et la douleur sont intimement liés. Il ajoute qu'en situation de douleur aiguë, le système moteur permet au système nerveux de répondre, de supprimer ou de réduire une menace possible aux tissus environnants. Si le système nerveux juge qu'une situation peut être nuisible, le comportement mécanique sera modifié afin de supprimer la menace et ainsi réduire le potentiel de douleur ou même de blessure. Lors d'une situation de douleur chronique, la réponse motrice peut être moins significative, moins précise ou même non nécessaire puisque la menace aux tissus est moins importante que les facteurs physiologiques et psychologiques qui influencent la perception de la douleur (Hodges, 2011).

Peu importe le type de douleur, qu'elle soit soudaine ou chronique, ou peu importe la stimulation nociceptive, de nouvelles stratégies motrices seront élaborées par le système nerveux en vue de protéger la région douloureuse (Hodges & Moseley, 2003; van Dieën, Selen, & Cholewicki, 2003). Plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature afin d'illustrer et d'expliquer les différentes adaptations du contrôle moteur dans les épisodes de douleur, qu'ils soient chroniques ou aigus. Dans le cadre de ce mémoire, le modèle retenant plus particulièrement l'attention est celui proposé par

Hodges (2011), puisqu'il semble être plus intégratif des composantes des autres modèles.

La nouvelle théorie de l'adaptation de la douleur de Hodges (2011) indique que lors d'un épisode douloureux, il y aura une redistribution de l'activité musculaire autant au sein du muscle lui-même que dans son interaction avec les autres muscles impliqués dans le mouvement. La redistribution peut être sous forme d'une augmentation de l'activité musculaire, d'une réduction ou même d'un amalgame de ces deux réactions. Le contrôle moteur est modifié dans le but de protéger les structures et pour éviter le plus de douleur possible, cependant, les stratégies motrices de protection sont propres à chaque individu et sont donc très variables. Les mécanismes de protection des structures douloureuses peuvent être divers. Effectivement, le retrait d'un segment sous menace, l'augmentation du tonus musculaire ou la diminution de la charge mise sur la structure sont trois des mécanismes possibles pour minimiser la douleur. L'utilisation de ces derniers peut être bénéfique de manière ponctuelle, mais à long terme, elle peut contribuer à la chronicité de la problématique. Le prolongement de ces mécanismes de protection est responsable de la modification du système moteur. Certainement, des changements peuvent se faire au niveau du système périphérique (activation des motoneurones et activité des fuseaux neuromusculaires) ou central (modification du cortex somato-sensoriel). Finalement, ce modèle tient compte des conséquences possibles à long terme advenant que les stratégies musculaires de protection demeurent et que le contrôle moteur ne revienne pas à la normale (Hodges, 2011). À ce stade, un

regard sur la relation entre le contrôle moteur et la douleur à la région lombo-pelvienne est de mise.

La douleur et la région lombo-pelvienne

Oddsson et De Luca (2003) rapportent que les muscles profonds de l'abdomen peuvent être inhibés voire désactivés lors d'un épisode de douleur lombaire semblable à un « interrupteur » en position « éteinte ». Cependant, cet « interrupteur » ne revient pas automatiquement en position « marche » lorsque la douleur inhibant les muscles se résorbe, rendant ainsi une personne à plus haut risque de blessure (Oddsson & De Luca, 2003). Il est possible de remarquer, chez cette même personne, une augmentation de l'activité électrique des muscles superficiels, globaux afin de compenser l'activité musculaire déficiente des muscles profonds, locaux (Dankaerts, O'Sullivan, Burnett, & Straker, 2006). De ce fait, pour une entière efficacité de la stabilité du tronc, les muscles locaux et globaux doivent travailler en synergie.

Lorsque l'interaction entre ces deux groupes de muscles n'est pas optimale, un autre élément perturbé du corps est la proprioception. Johansson et coll. (1991) mentionnent que lors de l'apparition d'une douleur, il est possible de constater une atteinte à la proprioception, au fonctionnement musculaire ainsi qu'au niveau du contrôle moteur, et ce, en raison d'une altération de la sensibilité des fuseaux neuromusculaires. En conséquence de ces atteintes aux fuseaux neuromusculaires, il est possible d'observer une activité musculaire accrue afin d'augmenter la stabilité de la région lombo-pelvienne et limiter l'aggravation de la douleur (Johansson & Sojka, 1991). En effet, Parkhurst et Burnett (1994) affirment qu'une proprioception altérée a

été associée à une augmentation du nombre de blessures au niveau lombaire. Ces mêmes auteurs indiquent que la proprioception est principalement influencée par deux facteurs; soit les blessures et l'âge (Parkhurst & Burnett, 1994). Un autre groupe d'auteurs abonde dans le même sens en affirmant qu'une baisse au niveau de la proprioception contribuerait au dysfonctionnement neuromusculaire et à une faible stabilité chez les patients lombalgiques, ce qui peut mener à une hausse des risques d'aggraver des blessures présentes ou de développer de nouvelles blessures (Brumagne, Lysens, Swinnen, & Verschueren, 1999).

L'information proprioceptive et le contrôle moteur approprié sont essentiels dans le maintien de la stabilité posturale et dans la prévention des blessures (Leinonen et al., 2003). Les personnes ayant une lombalgie ont un sens proprioceptif moins précis que les individus sains, sans doute en raison d'une altération des afférences des fuseaux neuromusculaires de la musculature paraspinale et d'une altération au niveau central de l'intégration de ces afférences (Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren, & Swinnen, 2000; Gill & Callaghan, 1998). La précision du message des fuseaux neuromusculaires des muscles paraspinaux est nécessaire pour un positionnement adéquat du bassin et de la région lombo-sacrée, notamment en position assise (Brumagne et al., 1999). Ainsi, une proprioception déficitaire engendre la difficulté à maintenir une position neutre de la colonne lombaire et génère, pour le mouvement désiré, une activation inappropriée de la musculature requise (Tong et al., 2017). De fait, les exercices de stabilisation servent à mettre l'emphase sur la cocontraction des muscles locaux et visent l'amélioration de la stabilité posturale (Richardson & Jull, 1995).

Les exercices en suspension, la vibration et la douleur

Il est important de corriger les déficits au niveau du contrôle moteur afin d'améliorer la qualité de vie des gens ayant un TMS. Il a été répertorié dans la littérature que l'utilisation d'exercices de stabilisation permet de retrouver la synergie, donc la contraction musculaire ordonnée des muscles locaux et globaux (Hodges, 2003). Ce type d'exercice sert également à améliorer la stabilité dynamique et le contrôle neuromusculaire (Standaert, Weinstein, & Rumpeltes, 2008). Il est possible de noter des changements au niveau des patrons d'activation musculaire en employant des exercices de stabilisation spécifiques (O'Sullivan, Twomey, & Allison, 1998). Notamment, l'entraînement sur des surfaces instables amène un défi supplémentaire au contrôle moteur en augmentant l'activation et l'intensité de la contraction des stabilisateurs lombaires (Vera-Garcia, Grenier, & McGill, 2000). Vera-Garcia et coll. (2000) démontrent que les exercices de stabilisation sur surface instable mènent à une augmentation de l'activité musculaire, de la vitesse de contraction, de la force et de la stabilité du tronc. Ces améliorations entraînent des changements positifs au niveau du contrôle moteur et neuromusculaire (Vera-Garcia et al., 2000). Dans ce mémoire, l'utilisation d'exercices en suspension est privilégiée et ce type d'exercices est intrinsèquement instable.

Tout d'abord, des effets bénéfiques à l'entraînement sont observés suite à l'utilisation des exercices en suspension. Certainement, ces exercices améliorent l'équilibre (Dannelly et al., 2011), la force (Genevois et al., 2014) et la vélocité musculaire (Saeterbakken, Van Den Tillaar, & Seiler, 2011). Cette dernière étude

indique que l'accroissement de la force au niveau du complexe lombo-pelvien permet l'augmentation significative de la vitesse d'un lancer (Saeterbakken et al., 2011).

En plus des effets bénéfiques de l'entraînement, il est possible de retrouver, dans la littérature, des effets thérapeutiques observés suite à l'utilisation des exercices en suspension. Un entraînement en suspension de la région lombo-pelvienne a d'ailleurs été répertorié chez des jeunes danseuses de ballet. De fait, cet entraînement d'une durée de six semaines à raison de deux fois par semaine a permis d'augmenter la force tout en diminuant la douleur (Kline, Krauss, Maher, & Qu, 2013). Toujours en lien avec la région lombo-pelvienne, lors d'un soulevé pelvien avec abduction de la hanche, l'activation du transverse de l'abdomen est significativement plus élevée lorsqu'il est effectué en suspension plutôt qu'au sol (Saliba et al., 2010). Une autre étude révèle qu'une réduction de la douleur est associée à une meilleure capacité de contraction du transverse suite à une séance d'exercices en suspension par semaine pendant huit semaines (Vasseljen & Fladmark, 2010). Justement, Stuge et coll. (2004) montre que l'utilisation des exercices en suspension permet l'augmentation de l'activation des muscles locaux, et du même coup, à l'amélioration du contrôle moteur suite à un plan d'entraînement de vingt semaines à raison de trois sessions par semaine. Les auteurs proposent que cette hausse d'activité musculaire contribue significativement à la diminution de la douleur et à une augmentation de la capacité fonctionnelle et de la qualité de vie chez des femmes en période de postpartum ayant des douleurs pelviennes (Stuge, Lærum, Kirkesola, & Vøllestad, 2004). Ces améliorations au niveau de la douleur et de la fonction motrice perdurent après un suivi de deux ans, indiquant une

possibilité de conserver les acquis à plus long terme suite à des exercices spécifiques de stabilisation tels que les exercices en suspension (Stuge, Veierød, Lærum, & Vøllestad, 2004). Pour leurs parts, Tsauo et Chen (2008) ont conclu que les exercices en suspension ont permis l'amélioration de la proprioception au niveau de l'articulation du genou suite à un entraînement de huit semaines (Tsauo, Cheng, & Yang, 2008). Lors d'un entraînement spécifique du tronc d'une durée de trente minutes par séance à raison de deux sessions par semaine pendant trois mois, une réduction significative de la sensation de la douleur accompagnée d'une hausse significative de la fonction motrice et de la qualité de vie en général est retrouvée chez des patients atteints d'ostéoporose (Schröder, Knauerhase, Kundt, & Schober, 2012). Les auteurs notent que les effets de cet entraînement en suspension perdurent toujours lors d'un suivi de trois mois.

Un groupe d'auteurs affirme qu'un traitement intéressant est l'utilisation de la vibration pour améliorer la proprioception et renforcer la synergie des muscles locaux (Brumagne et al., 2000). Il est rapporté que la vibration sert à faciliter le synchronisme et la cocontraction des muscles agonistes et antagonistes étant donné que la vibration facilite l'excitabilité des fuseaux neuromusculaires amenant ainsi une cocontraction musculaire (Burke, Hagbarth, Löfstedt, & Wallin, 1976). Une autre particularité de la vibration est qu'elle augmente la stimulation de mécanorécepteurs (Cardinale & Bosco, 2003; Ribot-Ciscar, Vedel, & Roll, 1989). Ces mécanorécepteurs transmettent l'information proprioceptive au cerveau et celui-ci traite l'information reçue et est en mesure d'ajuster et de moduler la fonction motrice (Latash, 2008; Porterfield & DeRosa, 1991). De plus, la vibration peut augmenter le niveau de difficulté et la complexité de la

tâche en défiant le participant au niveau de ses stratégies d'adaptation corporelle utilisées pour contrer le déséquilibre créé par ladite vibration (Cardinale & Bosco, 2003; Rittweger, 2010; Thompson, Bélanger, & Fung, 2007). La vibration représente une forte stimulation pour la structure musculo-squelettique et c'est pourquoi une rigidité musculaire et des stratégies d'adaptation corporelles doivent rapidement être modulées pour contrer les ondes provoquées par la vibration (Cardinale & Bosco, 2003). Finalement, la vibration altère la sensation de la douleur (Lundeberg, Nordemar, & Ottoson, 1984; Roy, Hollins, & Maixner, 2003).

Lorsque le corps humain est soumis à différentes fréquences de vibration, plusieurs effets potentiels sont répertoriés dans la littérature. La fréquence de la vibration devrait se situer entre 30 et 50 Hz pour une activation musculaire efficace (Luo, McNamara, & Moran, 2005). La même fréquence est suggérée pour une plus grande augmentation de la force et de la puissance musculaire (Luo et al., 2005). En ce qui concerne la flexibilité, la fréquence de la vibration déterminée est également de 30 à 50 Hz pour maximiser les résultats (Issurin, Liebermann, & Tenenbaum, 1994; Sands, McNeal, Stone, Haff, & Kinser, 2008). Pour arriver à une diminution de la douleur, il est suggéré que la fréquence de vibration devrait varier entre 50 et 200 Hz (Lundeberg et al., 1984; Roy et al., 2003). Une théorie de l'effet analgésique de la vibration est que les corpuscules de Pacini sont sensibles à une fréquence supérieure à 90 Hz (Loewenstein & Skalak, 1966):

Cependant, compte tenu du nombre de protocoles utilisés dans la littérature (vibration localisée au lieu douloureux ou vibration centralisée, la fréquence de

vibration, la durée d'application et/ou le type d'appareil utilisé), il est encore difficile de comprendre à ce jour quels sont les mécanismes physiologiques expliquant singulièrement les effets de la vibration sur la douleur.

Enfin, les mécanismes d'activation des ajustements posturaux anticipés peuvent être altérés lorsqu'il y a présence de douleur ou d'un TMS, par exemple, lors d'un épisode lombalgique (Hodges & Richardson, 1996, 1999). Une étude comparant des exercices généraux, des exercices spécifiques pour les muscles locaux et des exercices en suspension a évalué les effets d'un entraînement sur le délai (timing) d'activation anticipatrice des muscles abdominaux chez des individus ayant une lombalgie chronique. Dans cette étude de Vasseljen et coll. (2012), le délai d'activation mesuré est donc le laps de temps entre la contraction préalable du transverse de l'abdomen et la flexion rapide de l'épaule. Les auteurs affirment qu'il y a eu peu ou pas d'amélioration sur le délai d'activation suite aux huit semaines d'entraînement effectué (Vasseljen, Unsgaard-Tøndel, Westad, & Mork, 2012). Cependant, ces auteurs n'ont pas utilisé la vibration combinée aux exercices en suspension dans leur étude. De fait, il a été mentionné que la vibration augmente la stimulation des mécanorécepteurs en vue d'un ajustement et d'une modulation des stratégies motrices (Cardinale & Bosco, 2003). Ainsi, il aurait été intéressant d'observer, dans l'étude de Vasseljen (2012), si un changement plus prononcé du délai d'activation aurait pu être obtenu avec la combinaison de la vibration et des exercices en suspension, donc avec la méthode Neurac™.

L'article de Muceli et coll. (2011) a par ailleurs démontré que la force maximale et la stabilité du cou ont augmenté chez des femmes ayant une cervicalgie chronique suite à une seule séance de flexion et d'extension isométrique du cou sous vibration (Muceli, Farina, Kirkesola, Katch, & Falla, 2011). Cette étude est un exemple que l'utilisation de la méthode Neurac™ en milieu clinique, avec des patients ayant une douleur chronique, peut mener à des corrections au niveau de la stabilité et du contrôle moteur à l'intérieur même de la première séance. Cependant, la compréhension de ces rapides corrections musculaires demeure à être clarifiée et étudiée.

Il a été souligné que les TMS engendrent un déficit du contrôle moteur et que ce déficit découle d'une proprioception inadéquate. Aussi, il a été énoncé que la vibration améliore la proprioception et qu'une meilleure proprioception mène à une amélioration au niveau du contrôle moteur. Il a également été affirmé que des exercices en suspension améliorent le contrôle moteur. Ainsi, une combinaison de la vibration et d'exercices de stabilisation semblerait être en mesure d'améliorer la situation d'une personne ayant un TMS. Les exercices en suspension font partie intégrante de la méthode thérapeutique qui sera retenue aux fins de cette étude. Il s'agit de la méthode Neurac™ qui est présentée dans la prochaine section.

La méthode Neurac™

La méthode Neurac™ est un système d'évaluation, de traitement et d'entraînement en suspension « sling therapy ». Il est donc possible de procéder à l'évaluation fonctionnelle d'un patient, de traiter sa condition et d'appliquer le protocole de rééducation fonctionnelle établi. Cette approche vise la rééducation neuromusculaire

chez des patients ayant des désordres musculo-squelettiques chroniques associés à un contrôle moteur déficitaire de groupes musculaires précis. Cette rééducation sera obtenue par de hauts niveaux de stimulation neuromusculaire (Kirkesola, 2009). Cette méthode cherche à ce que le patient contracte le bon muscle au bon moment et avec la force adéquate. La méthode Neurac™ a trois objectifs qui sont l'optimisation du contrôle neuromusculaire, la restauration de l'amplitude normale de mouvement et la réduction au minimum ou l'élimination de la douleur (Redcord, 2010b).

Afin d'atteindre ces trois objectifs, la méthode Neurac™ emploie quatre éléments fondamentaux. Les exercices en suspension sont le premier élément d'importance (Redcord, 2010a). Lorsque les exercices en suspension sont utilisés, un ou plusieurs points d'appui sont insérés dans les cordes ou dans les sangles. Ainsi appuyé, le participant doit exécuter les mouvements demandés en contrôlant son équilibre. Il est donc possible de voir les déviations corporelles du participant (translation et/ou rotation) selon les différents plans de mouvement. Il peut s'agir d'une déviation qui est répertoriée soit dans le plan sagittal, le plan frontal et/ou le plan transverse selon le ou les appuis dans les sangles et selon l'exercice qui est effectué. L'absence d'une déviation corporelle est également possible. Ces déviations corporelles potentielles peuvent être liées à une défaillance des chaînes musculaires que ce soit en lien avec son équilibre, son économie ou sa non-douleur (Busquet, 1998b). Une chaîne musculaire physiologiquement saine est prioritairement équilibrée dans toutes ses dimensions (hormonale, neurologique et viscérale) et les solutions de mouvement adoptées sont économiques, donc avec un effort efficient. De plus, ces mouvements se font sans

douleur compte tenu que la chaîne cinétique est en santé (Busquet, 1998b). Dans ce mémoire, il sera question de la chaîne musculaire d'extension.

Le second élément de la méthode Neurac™ est la perturbation (Redcord, 2010a). Dans le cas de ce mémoire, la perturbation sera générée par le Redcord Stimula™ et sera sous forme de vibration. Cette méthode suggère une vibration fixée à 30 Hz dans le but de faciliter l'activation musculaire (Luo et al., 2005).

Le troisième élément est la charge de travail (Redcord, 2010a). Celle-ci est adaptée aux capacités du patient pour une exécution adéquate de l'exercice demandé afin d'optimiser la stimulation neuromusculaire. Cette résistance, ou charge de travail peut varier en difficulté selon six critères. Ces six critères sont la longueur du bras de levier pouvant être court ou long, le point de suspension situé soit au niveau crânien, neutre ou caudal, la hauteur de la corde étant la distance entre le patient et le plancher, l'incorporation d'une base instable, l'ajout d'un mouvement et l'ajout d'un poids.

Le quatrième élément de la méthode Neurac™ est qu'elle se veut une approche sans douleur (Redcord, 2010a). Préférentiellement, la méthode Neurac™ veut éliminer complètement la douleur avec, entre autres, l'utilisation de la vibration et des exercices en suspension, et, si cela n'est pas possible, elle vise à ce qu'il n'y ait aucune augmentation de la douleur existante lors de l'exécution des mouvements.

En résumé, cette méthode permet d'évaluer la participation des groupes musculaires locaux et globaux, et ce, à l'aide d'exercices spécifiques en plus d'être en mesure de reprogrammer rapidement le comportement musculaire. Le but de ce

mémoire est de décrire le comportement musculaire observé durant un exercice spécifique utilisé par la méthode Neurac™ ; soit le soulevé pelvien.

CHAPITRE II

OBJECTIF ET HYPOTHÈSES

Objectif

Lorsqu'un patient est soumis au protocole du soulevé pelvien en utilisant la méthode Neurac™, nous observons souvent des changements de comportement musculaire chez ce dernier puisqu'il est capable d'améliorer rapidement sa stratégie motrice. Le but de cette étude est d'analyser les stratégies musculaires adoptées lors du soulevé pelvien en suspension chez des participants symptomatiques (TMS) et asymptomatiques.

Hypothèses

Nous émettons l'hypothèse qu'il y aura des changements dans l'activation des muscles sélectionnés (soit le moyen et le grand fessier, les érecteurs spinaux, le biceps fémoral et le droit fémoral) à la suite d'une seule séance. Nous émettons aussi l'hypothèse qu'il y aura une différence au niveau de l'activation musculaire entre les participants sains et les participants symptomatiques (TMS).

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

Participants

Cette étude a été réalisée avec le groupe de recherche sur les affections neuromusculaire (GRAN) de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR) de juillet 2014 à février 2015. Les participants ont été recrutés au sein de la communauté de l'UQTR ainsi que dans l'entourage du chercheur. Pour l'étude, 20 participants sains (asymptomatiques), âgés entre 20 et 51 ans, et 19 participants ayant un trouble musculo-squelettique (symptomatiques), âgés entre 21 et 55 ans, ont exécuté les tâches.

Pour cette recherche, les participants devaient être âgés entre 18 et 60 ans et devaient répondre aux critères d'inclusion. Dans le cas des participants sains, ils devaient être asymptomatiques; c'est-à-dire qu'ils ne devaient ressentir aucune douleur au niveau lombaire ou au niveau des membres inférieurs. Dans le cas des participants symptomatiques, ils devaient avoir un TMS au niveau lombaire ou au niveau des membres inférieurs depuis, au minimum, les trois derniers mois. Les deux groupes de participants devaient être en mesure d'effectuer les tâches demandées; soit le soulevé pelvien et le maintien postural.

Les participants étaient exclus de la recherche s'ils avaient un trouble neurologique aux membres inférieurs, de la région lombo-pelvienne ou du tronc, s'ils avaient eu une blessure récente aux niveaux des membres inférieurs, de la région lombo-pelvienne ou du tronc, s'ils étaient en processus de réadaptation et/ou s'ils étaient sous médication contre la douleur. Ils étaient aussi exclus s'ils avaient déjà été diagnostiqués ou s'ils présentaient des symptômes d'une ou de plusieurs maladies cardiaques, d'hémorragie cérébrale récente, d'épilepsie ou de convulsions, d'embolie pulmonaire, d'hernie discale aiguë, de décollement de la rétine, de phénomène de Raynaud, de fracture(s) récente(s), d'un cancer ou de tumeurs cancéreuses, ou s'ils avaient un ou des implants (remplacements articulaires, boulons, vis, etc.). Les femmes enceintes étaient également exclues. La réalisation de la présente recherche avait été préalablement approuvée par le Comité d'éthique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-14-203-07.32). Les participants pouvaient alors donner leur consentement libre et éclairé, ou non, suite aux informations verbales et écrites qui leur étaient antérieurement fournies au patient du projet.

Procédures et questionnaires

L'expérimentation durait environ 30 à 45 minutes par participant. Pour débiter, le chiropraticien remplissait avec le participant la fiche d'identification afin d'obtenir quelques informations générales, dont l'âge, le sexe ainsi que les données anthropométriques de même que l'historique de blessure. Une autre mesure prise a été le niveau de la douleur à l'aide de l'échelle visuelle analogue (EVA). Par la suite, il était demandé au participant de compléter les questionnaires avant le début de la séance

d'expérimentation. Voici la liste des questionnaires distribués aux participants ainsi qu'une brève description de ceux-ci.

L'échelle visuelle analogique

L'EVA est utilisée afin de mesurer l'intensité de la douleur (Scrimshaw & Maher, 2001). Elle indique une échelle comprenant des valeurs de zéro (0) à cent (100). La valeur zéro représente l'absence de douleur et cent est considéré comme la douleur la plus intense possible. Le participant devait donc tracer une ligne sur l'échelle correspondant au niveau de sa douleur actuelle.

Fear-avoidance belief questionnaire

Ce questionnaire sert à évaluer les comportements d'appréhension et d'évitement perçus par le participant en lien avec les activités physiques pratiquées et le travail. Ce questionnaire a été validé en français par Chaory et coll. 2004 (Chaory et al., 2004).

L'échelle de kinésiophobie de Tampa

L'échelle de kinésiophobie de Tampa (EKT) est un questionnaire qui permet d'évaluer la peur du mouvement et la peur de se blesser (French, Roach, & Mayes, 2002).

Le questionnaire Oswestry

Le questionnaire Oswestry modifié sert à l'évaluation des capacités fonctionnelles et des difficultés vécues lors de la pratique des activités et des tâches de la vie quotidienne d'un patient ayant une lombalgie (Vogler, Paillex, Norberg, de Goumoens, & Cabri, 2008).

Le protocole Neurac™ et le protocole d'expérimentation

Voici le protocole Neurac™ qui est utilisé pour les tests du soulevé pelvien et du maintien postural.

Le soulevé pelvien selon la méthode Neurac™ et le maintien postural

Le bas du dos, le bassin et la région de la hanche sont les sections corporelles impliquées. L'agoniste principal est le grand fessier et les muscles stabilisateurs du tronc sollicités sont le TrA, les OI, les OE, les MF et les ES. Lorsque le participant est en position de départ (figure 1), il est étendu sur le dos, les bras parallèles au corps avec un genou fléchi à 90° soutenu dans une sangle et le talon est appuyé sur la table. Le point de suspension se trouve au-dessus des genoux. La grande sangle se trouve sous le bassin et la petite sangle, pour sa part, est sous le genou fléchi. (Redcord, 2010b)

Dans le cas de notre étude, le participant était appelé à positionner et repositionner son bassin dans l'espace selon les consignes précises du chiropraticien. Plus précisément, le participant devait étendre la jambe droite dont le genou était fléchi dans la sangle. Cette jambe droite et soutenue est donc étendue et rectiligne. Le participant doit amener la jambe gauche, qui est non soutenue, à la même hauteur, c'est-à-dire parallèle à la jambe droite, et doit lever le bassin afin de former une ligne droite avec les hanches, les genoux et les chevilles. Pour une position réussie, le bassin doit être nivelé, la lordose normale, la rotation du corps nulle et les omoplates sont en contact avec la table. Également, le participant effectuait un maintien postural (figure 2) puisqu'il devait être en mesure de maintenir cette position pendant un minimum de cinq secondes par essai. Lorsque les cinq secondes étaient échues, le participant retournait à

la position de départ. Les figures 1 et 2 permettent de visualiser respectivement la position de départ et la position finale et maintien postural.

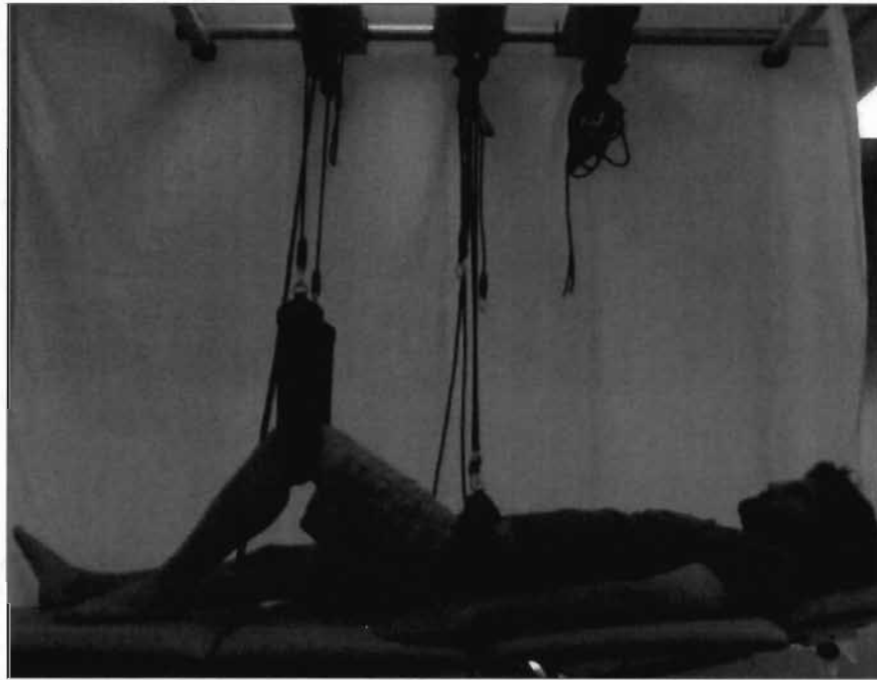


Figure 1. Position de départ du soulevé pelvien

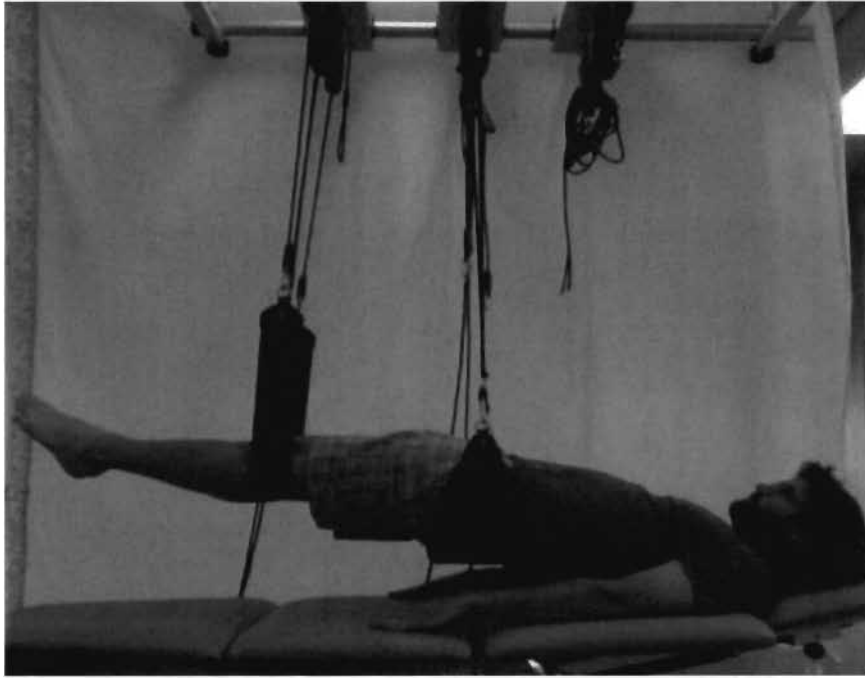


Figure 2. Position finale du soulevé pelvien et maintien postural

Avant de débiter l'enregistrement des données, le chiropraticien donnait les premières consignes afin de vérifier si le participant était en mesure de réaliser la tâche. Suite à ces premières consignes, l'enregistrement du premier essai, sans vibration, débutait. Ce premier essai terminé, le chiropraticien donnait trois consignes précises à chacun des participants. Premièrement, il demandait au participant de contracter le plancher pelvien (comme arrêter la miction). Par la suite, il exigeait de basculer le bassin (bascule postérieure) pour activer les fessiers, et finalement, il demandait de soulever graduellement le bassin (tel un bloc). À partir du second essai, pour tous les participants, la vibration était appliquée jusqu'au dernier essai. Pour chacun des participants, le

dernier essai s'est fait sans support. Le nombre d'essais enregistré aux fins d'analyse a varié de quatre (4) à sept (7) selon le participant avant que le chiropraticien juge que le mouvement était réussi selon les exigences du protocole de la méthode Neurac™.

Justement, pour être considéré comme réussi, le mouvement, sans support, devait éviter une quelconque déviation ou translation corporelle durant le soulevé pelvien et le maintien postural. De plus, le bassin devait être nivelé tout en conservant une position neutre du bas du dos et en étant appuyé sur les deux omoplates. (Redcord, 2010b). En plus de ces critères, le chiropraticien devait s'assurer d'un recrutement jugé adéquat du grand fessier et vérifiait toute forme de compensation (soit une poussée sur la table avec les bras, hyper extension du dos, utilisation exagérée du quadriceps, etc.) Des périodes de repos de 30 secondes ont été attribuées entre chacun des essais.

L'électromyographie

La préparation de la peau

La peau des participants a été préparée afin de réduire son impédance. Effectivement, l'impédance a premièrement été réduite en rasant les poils à la surface de la peau aux endroits où les électrodes ont été apposées. Ensuite, la peau a doucement été sablée avec du papier sablé (Red Dot Trace Prep, 3M; St. Paul, MN, USA). Finalement, la peau a été essuyée à l'aide de tampons alcoolisés.

Le type d'électrodes

Les électrodes rectangulaires bipolaires sans fils Delsys model Trigno™ wireless system (Delsys Inc, Boston, MA, USA), d'une taille de 27 millimètres de largeur, par 37

millimètres de longueur et d'une hauteur de 15 millimètres, ont été utilisées dans cette étude.

Les emplacements des électrodes

L'électrode du grand fessier (GF) se situait au point milieu entre le sacrum et le grand trochanter. En ce qui concerne le moyen fessier (Mf), l'électrode se trouvait à environ 2,5 centimètres sous le point milieu de la crête iliaque. L'emplacement de l'électrode du biceps fémoral (BF) se situait au point milieu de la ligne formée par la tête de la fibula et de la tubérosité ischiatique. Les électrodes des érecteurs du rachis gauches et droits (ERG, ERD) se retrouvaient à environ 3 cm à gauche et à droite de la jonction entre les vertèbres L3-L4, au niveau de la ligne formée par les deux crêtes iliaques. L'électrode du droit fémoral (DF) était apposée à mi-chemin entre le grand trochanter et la tubérosité tibiale (Perotto & Delagi, 2005). Toutes les électrodes ont été placées perpendiculairement aux fibres musculaires.

La vibration

La vibration est induite par le Redcord Stimula™ (Record AS, Staubø, Norway). La fréquence de vibration utilisée dans cette recherche a été établie selon la méthode Neurac™ et fixée à 30 Hz. La vibration a été appliquée sur les cordes de la sangle de soutien au niveau du genou droit étant donné que le participant devait pousser dans cette sangle pour se soulever et arriver à la position requise.

Les analyses de données

Dans le cadre de cette recherche, les données ont été analysées à l'aide des logiciels EMGWORKS ANALYSIS, SPSS, NCSS et EXCEL. Pour filtrer les données, un filtre passe-bande fixé à une fréquence de 20 à 450 Hz (filtre Butterworth de deuxième ordre) a été utilisé. Afin d'éliminer les interférences liées à la tension électrique et à la vibration, les fréquences de 58 à 62 Hz et de 28 à 32 Hz ont respectivement été exclues. À partir des données collectées, les « root mean square » (RMS), en voltage, ont été utilisés afin de mesurer et comparer l'amplitude de chacun des muscles et ainsi permettre l'analyse des stratégies musculaires chez chacun des participants. Ces électrodes ont également permis l'observation de changements dans les stratégies motrices des participants. Sur chacune des crêtes iliaques, une électrode a été fixée. Ces deux électrodes ont été employées en tant qu'accéléromètre uniquement pour vérifier le moment du levé du bassin des participants. Des comparaisons intra participant d'activité musculaire ont été mesurées afin de déterminer le délai du synchronisme intermusculaire des six muscles sélectionnés. Il s'agissait d'établir le moment d'entrée en action du premier muscle et du dernier muscle. Les figures 3 et 4 permettent respectivement de voir le RMS des six muscles et le signal de l'accéléromètre filtré par une moyenne mobile. L'encadré gris sur les deux figures met l'emphasis sur l'entrée en action des six muscles.

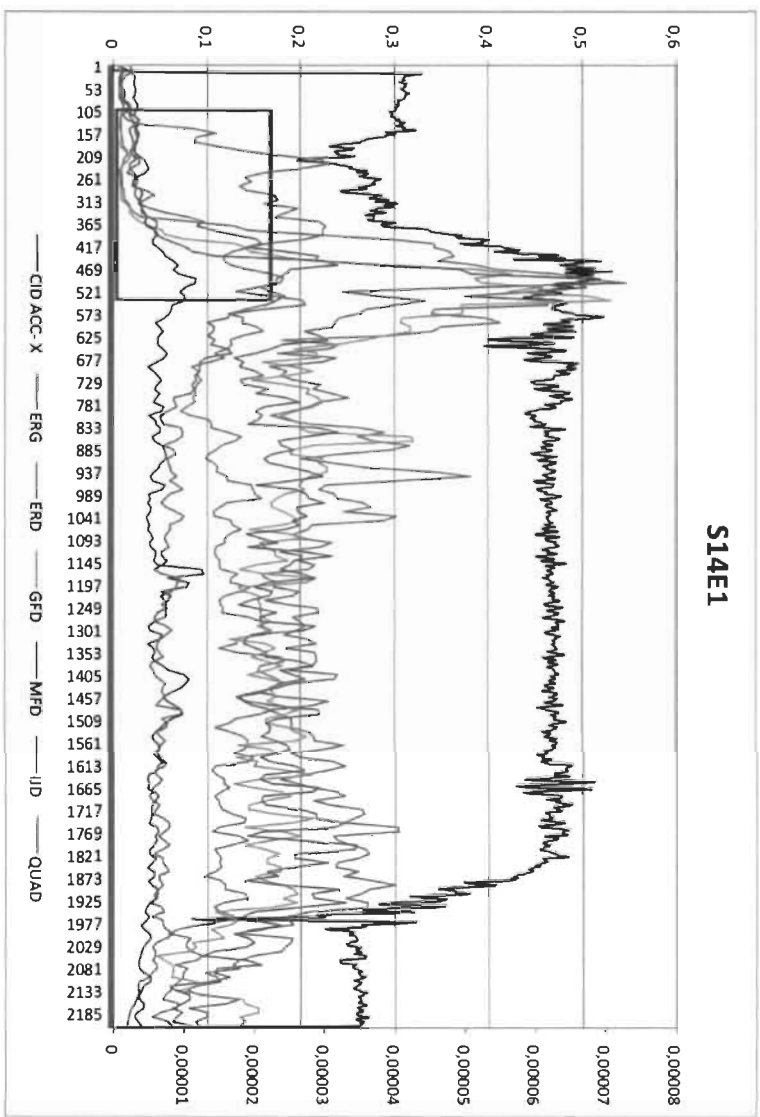


Figure 3. Crête iliaque droite et RMS au 1^{er} essai

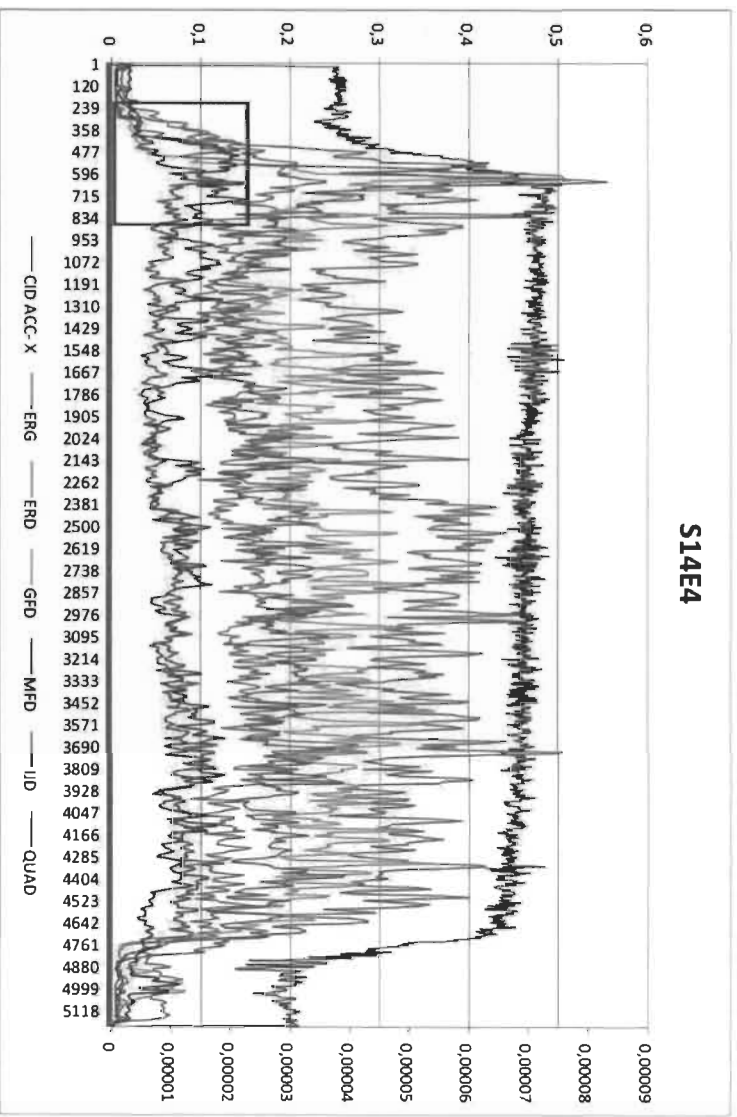


Figure 4. Crête iliaque droite et RMS au 4^e essai

Les analyses statistiques

Des Test-T ont été effectués pour comparer les caractéristiques des deux groupes. Des tests d'analyse de variance (ANOVAs) à mesures répétées ont été employés pour comparer l'activation musculaire entre les essais et les groupes. Les ANOVAs à mesures répétées ont aussi été réalisées pour évaluer le temps des délais du synchronisme intermusculaire. Des analyses Post-Hoc Tukey-Kramer à comparaisons multiples ont également été effectuées. La signification statistique pour toutes les analyses a été déterminée à $p < 0,05$.

CHAPITRE IV

RÉSULTATS

Caractéristiques des participants

L'âge moyen des participants sains est de 27,9 avec un écart-type de 9,0 tandis que l'âge moyen des participants ayant un TMS est de 37,8 avec un écart-type de 10,6. Tel que retrouvé dans le tableau 1, les deux groupes de participants sont similaires en lien avec quelques caractéristiques. En effet, les deux groupes de participants ont des caractéristiques semblables en ce qui a trait au poids, à la grandeur, à l'indice de masse corporelle ainsi que pour les deux parties du FABQ (tous $p > 0,05$). Les groupes présentent une différence significative au niveau de l'âge ($p = 0.0034$), de l'EVA ($p = 0.0062$) ainsi qu'au niveau des questionnaires Oswestry ($p = 0.0023$) et TSK ($p = 0.0282$). Toutes les caractéristiques des participants ayant un TMS et des participants sains sont présentées dans le tableau 1.

Tableau 1

Caractéristiques des participants (moyenne \pm écart type)

Groupes	TMS	Sains	Valeur de p
N	19 (12H, 7F)	20 (15H, 5F)	
Âge (ans)	37,8 \pm 10,6	27,9 \pm 9	0,0034
Poids (kg)	82,5 \pm 17	76,9 \pm 13,4	0,2652
Grandeur (m)	1,7 \pm 0,1	1,8 \pm 0,1	0,7619
IMC (kg/m ²)	26,8 \pm 3,9	24,7 \pm 2,9	0,0666
FABQ_1 (x/42)	5,6 \pm 5,9	2,2 \pm 4,7	0,0572
FABQ_2 (x/24)	5,9 \pm 6,6	2,6 \pm 5,2	0,0882
Oswestry(x/100)	7,8 \pm 8,9	0,5 \pm 1,1	0,0023
TSK (x/68)	29,1 \pm 8,7	23,5 \pm 6,6	0,0282
EVA (x/100)	18,9 \pm 26,7	0 \pm 0	0,0062

^aFear-Avoidance Belief Questionnaire section 1, ^bFear-Avoidance Belief Questionnaire section 2, ^cModified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire (ODQ), ^dTampa Scale for Kinesiophobia,

Analyse des résultats

Niveau d'activation musculaire

En ce qui a trait au niveau d'activation musculaire, les ANOVAs à mesures répétées ont permis de mettre en relief certains résultats et effets significatifs lors de la montée pelvienne et du maintien postural en plus d'une tendance au niveau du synchronisme intermusculaire.

Le soulevé pelvien

Tout d'abord, pour l'ERD, un effet principal de groupe ($F(1,38) = 9,09$, $P=0.002$) est présenté dans la figure 5. Le groupe 2 présentant une moyenne de RMS à 0,637 comparativement à 0,418 pour le groupe 1. Pour le DF, un effet principal de groupe ($F(1,38) = 6,59$, $P=0.011$) est également observé et illustré dans la figure 6. Le groupe 2 présente une moyenne de RMS à 0,239 comparativement à 0,151 pour le groupe 1. En ce qui a trait à l'ERG, au GF, au Mf et à l'IJ, les groupes et les essais ne différaient pas de manière significative.

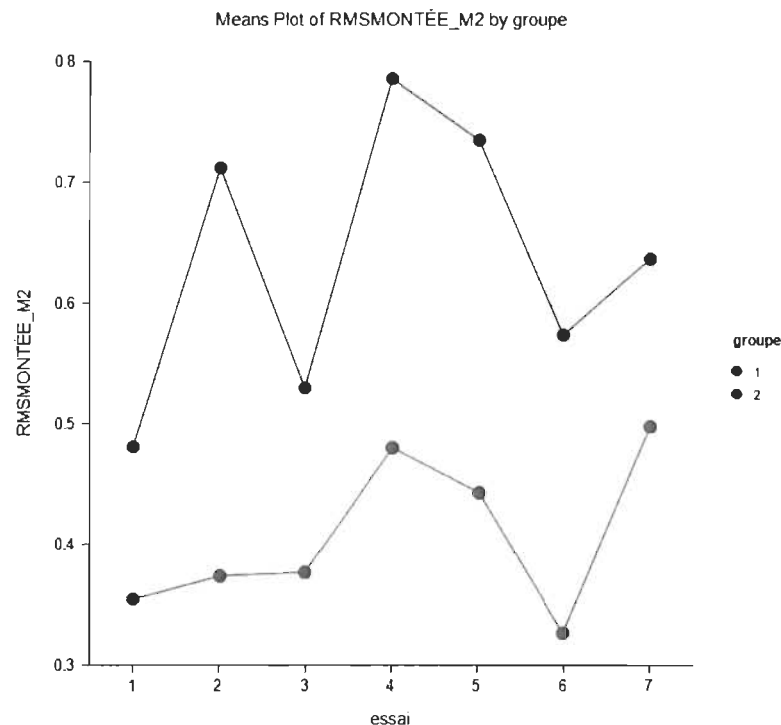


Figure 5. Moyenne des RMS de l'ERD lors de la montée pelvienne

Groupe 1 : Participants avec un TMS

Groupe 2 : Participants sains

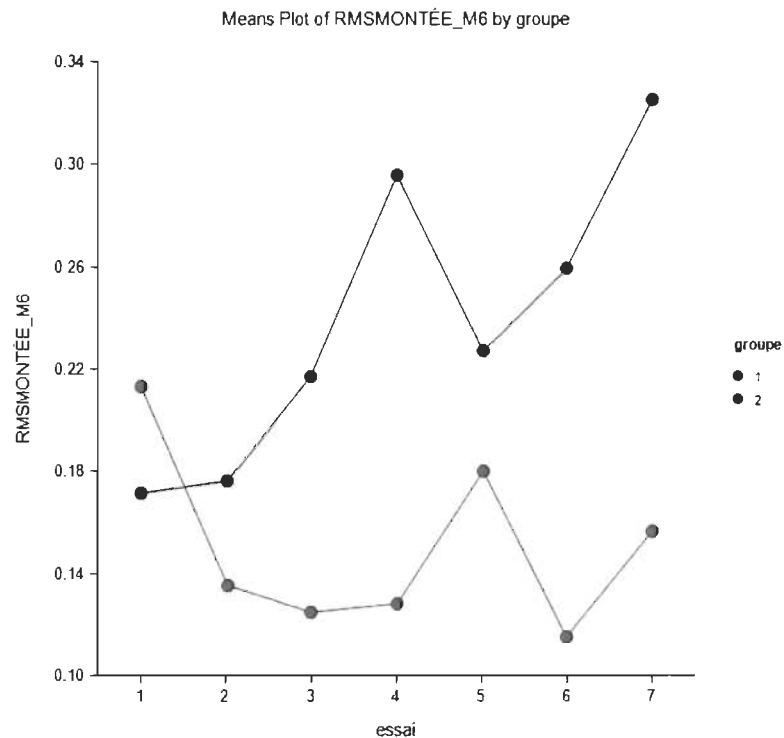


Figure 6. Moyenne des RMS du DF lors de la montée pelvienne

Groupe 1 : Participants avec un TMS

Groupe 2 : Participants sains

Le maintien postural

Lors de cette tâche, pour l'ERD, un effet principal de groupe ($F(1,38) = 15,62$, $P=0.000$) est observé dans la figure 7. Le groupe 2 présentant une moyenne de RMS à 0,354 comparativement à 0,657 pour le groupe 1. Également, pour le DF, un effet principal de groupe ($F(1,38) = 12.45$, $P=0.000$) est aussi remarqué dans la figure 8. Le groupe 2 présentant une moyenne de RMS à 0,248 comparativement à 0,158 pour le

groupe 1. Comme pour le soulevé pelvien, en ce qui concerne l'ERG, au GF, au Mf et à l'IJ, les groupes et les essais ne différaient pas de manière significative.

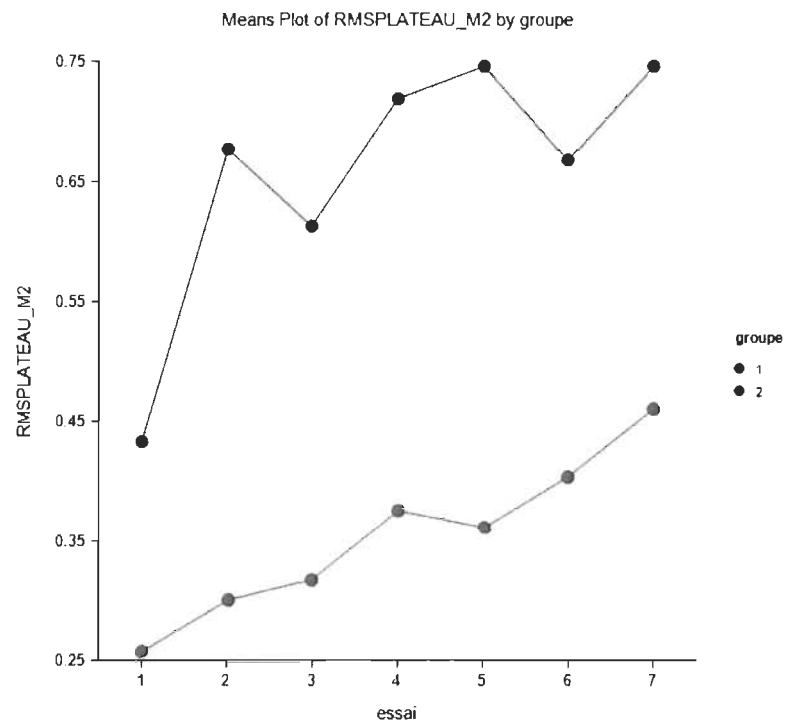


Figure 7. Moyenne des RMS de l'ERD lors du maintien postural

Groupe 1 : Participants avec un TMS

Groupe 2 : Participants sains

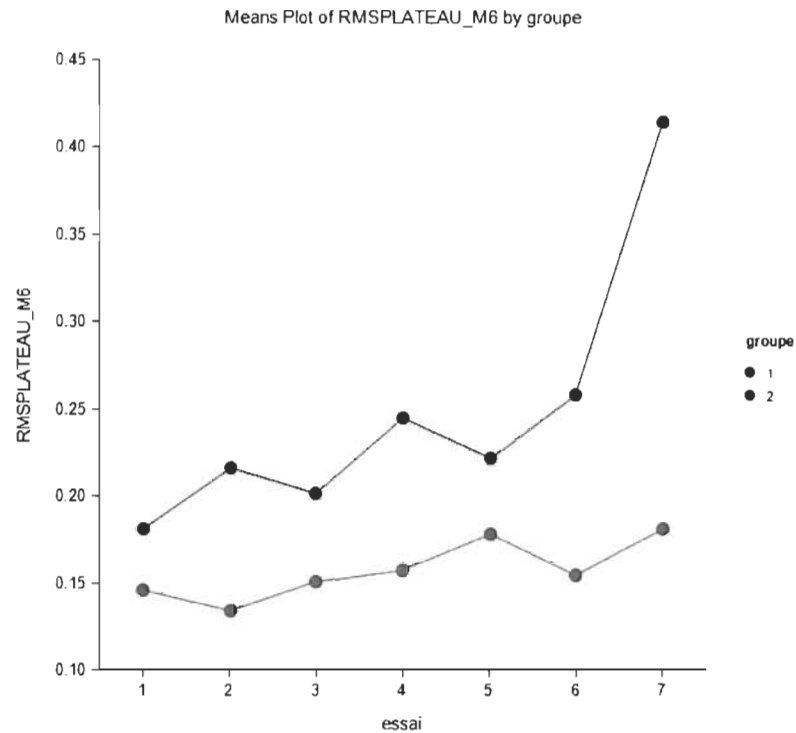


Figure 8. Moyenne des RMS du DF lors du maintien postural

Groupe 1 : Participants avec un TMS

Groupe 2 : Participants sains

Synchronisme intermusculaire

La figure 9 présente la moyenne du synchronisme intermusculaire selon les essais. Il est possible de remarquer, dans le groupe 1, une augmentation du temps de délai des essais 2 (*1,342 sec*) et 3 (*1,515 sec*) comparativement au 1^{er} essai (*1,252 sec*). Par la suite, les résultats des délais des essais 4 (*1,173 sec*), 5 (*1,016 sec*), 6 (*1,163 sec*) et 7 (*0,866 sec*) sont inférieurs aux trois premiers essais. D'ailleurs, les essais 5 et 7 ont une moyenne de recrutement intermusculaire d'une seconde et/ou moins.

Dans le groupe 2, il est possible de voir que la moyenne des délais des essais 2 (1,635 sec), 3 (1,395 sec) et 4 (1,375 sec) est supérieure à celle du 1^{er} essai (1,135 sec). À partir de l'essai 5 (1,131 sec), les délais sont tous inférieurs au 1^{er} essai. La moyenne des délais de l'essai 6 pour les participants sains est de 0,991 seconde et pour l'essai 7, la valeur est de 0,801 seconde. Il est à noter qu'à partir de l'apogée de l'essai 2, pour ce groupe, à chaque essai suivant, une diminution de la moyenne de délais est observée.

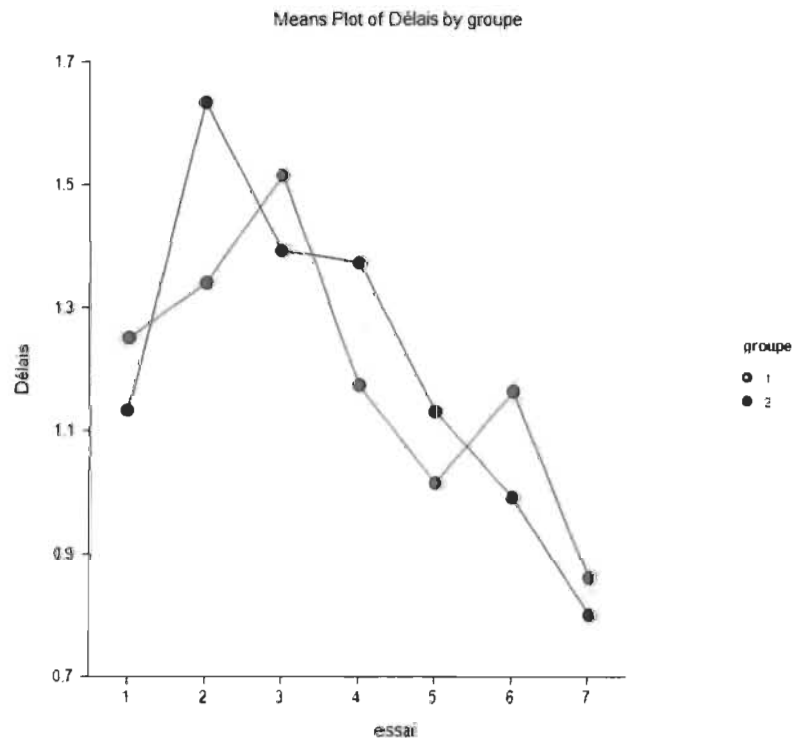


Figure 9. Moyenne du synchronisme intermusculaire selon les essais

Groupe 1 : Participants avec un TMS

Groupe 2 : Participants sains

CHAPITRE V

DISCUSSION

Retour sur les objectifs

Le but de cette étude était d'analyser les stratégies musculaires adoptées lors du soulevé pelvien en suspension sous l'influence de la vibration. Des mesures d'EMG de surface ont été prises lors de la montée pelvienne et lors du maintien postural au niveau de l'ERG, l'ERD, le GF, le Mf, le BF et le DF. Une vibration fixée à 30 Hz a été appliquée au niveau du genou droit.

Retour sur les hypothèses

Nous avons émis l'hypothèse qu'il y aurait des changements dans l'activation des muscles sélectionnés à la suite d'une seule séance et nous avons aussi émis l'hypothèse qu'il y aurait une différence au niveau de l'activation musculaire entre les participants sains et les participants symptomatiques (TMS).

Relation entre les exercices en suspension, la vibration et le niveau d'activation musculaire

Nos résultats montrent un effet principal de groupes au muscle ERD et au muscle DF. Lors du soulevé pelvien et lors du maintien postural, les participants sains recrutent davantage ces deux muscles que les participants ayant un TMS, et ce, significativement.

Les exercices en suspension sont des exercices en chaîne cinétique fermée utilisant le poids corporel de l'exécutant. Ceci permet ainsi l'utilisation simultanée de plusieurs articulations (au lieu d'une seule articulation isolée lors d'un mouvement en chaîne cinétique ouverte) de sorte que l'exécution d'un exercice en suspension est d'autant plus instable. La revue systématique de Lee (2014) met en relief les caractéristiques instables des exercices en suspension et les auteurs concluent que ce type d'exercice est plus efficace que les exercices généraux en terme d'activation musculaire au niveau du tronc (Lee et al., 2014). Justement, dans l'étude de Maeo et coll. (2014), les exercices d'extension des bras (push-up) en suspension et au sol ont été comparés chez des participants sains. Les auteurs proposent que l'instabilité des extensions des bras en suspension permet une plus grande activation musculaire des muscles du tronc et des membres supérieurs, et ce, lors de l'exécution en dynamique et en statique (Maeo, Chou, Yamamoto, & Kanehisa, 2014). Dans notre recherche, l'activité musculaire de l'ERD et du DF des participants sains a été significativement plus élevée que celle des participants ayant un TMS, et ce, lors de la montée pelvienne

(dynamique) et lors du maintien postural (statique). De même, l'article d'Eom et coll. (2013) présente une comparaison entre le soulevé pelvien sur surface instable (en suspension) et le soulevé pelvien sur surface stable (au sol) avec des participants sains. Il s'est avéré que le biceps fémoral s'est davantage contracté, et ce, significativement, lorsqu'il était exécuté en suspension plutôt qu'au sol (Eom, Chung, & Ko, 2013). Le GF s'est aussi contracté davantage en situation instable sans toutefois que ce soit une différence significative (Eom et al., 2013). Les participants sains, dans notre projet, ont été en mesure de contracter davantage leur GF que les participants ayant un TMS, toutefois, cette différence n'est pas significative. Dans l'étude menée par Kang et coll. (2012), les auteurs ont constaté qu'en comparant l'exercice du soulevé pelvien en suspension à celui au sol ou sur ballon d'exercice, avec des participants ayant une lombalgie, il est significativement plus efficace quant à l'amélioration de la contraction isométrique volontaire maximale du droit de l'abdomen, des érecteurs spinaux, du petit oblique et des multifides (Kang, Jung, & Yu, 2012). Nous cherchons cependant à comprendre les raisons pour lesquelles les participants sains sont en mesure de recruter davantage, et ce, avec une différence significative, l'ERD et le DF et non l'ensemble des muscles sélectionnés. Nous jugeons que les chaînes musculaires peuvent nous aider à comprendre ces résultats obtenus.

Kibler (2006) mentionne que la région lombo-pelvienne fait partie d'une chaîne cinétique nécessaire à la stabilisation du tronc. La santé de cette région et de cette chaîne cinétique est importante car celles-ci régulent la capacité optimale de la performance d'un mouvement et de la force musculaire à déployer lors d'une tâche motrice (Kibler,

Press, & Sciascia, 2006). Busquet (1998) décrit et explique les différentes chaînes musculaires du corps humain. Durant la tâche de notre projet, la chaîne musculaire employée par les participants est celle de l'« extension des membres inférieures » ; qui se trouve à être la continuité de la chaîne d'« extension du tronc » (Busquet, 1998a).

Parmi les muscles de ces deux chaînes musculaires, on retrouve, dans notre projet, le GF, les ES et le DF. Nous savions que ces muscles seraient utilisés pour la réalisation des tâches des participants qui étaient (1) d'exécuter un soulevé pelvien de manière à ce que les chevilles, les genoux, les hanches et les épaules forment une ligne droite pour finalement (2) maintenir cette position pendant cinq secondes. De surcroît, ces deux tâches étaient exécutées en présence de l'instabilité intrinsèque des exercices en suspension et de la vibration.

La revue de Sciascia et Cromwell (2012) stipule qu'une tâche motrice peut être exécutée efficacement lorsque tous les éléments et toutes les composantes de la chaîne musculaire sont optimaux en termes de flexibilité, force, endurance, proprioception ainsi qu'en terme de reproduction de la tâche (Sciascia & Cromwell, 2012). L'ouvrage de Kelly (2016) nous informe que lors d'une incohérence dans l'activation de la chaîne musculaire, un stress est imputé aux structures concernées et/ou environnantes et/ou même à celles qui dépendent de cette activation. L'auteur poursuit en affirmant que la résultante de cette incohérence est une douleur ou une blessure (Kelly, 2016). Dans le cadre de notre étude, le test d'Oswestry $p=0,0023$ et celui de TSK $p=0,0282$ révèlent chacun un résultat significatif plus élevé chez les participants ayant un TMS que chez les participants sains. Il y aurait, selon Kelly (2016), des incohérences plus marquées

dans les chaînes musculaires de nos participants symptomatiques compte tenu de leur douleur passée et/ou présente.

Nous croyons que ces informations sont congruentes avec les résultats de notre projet puisque l'activité musculaire de l'ERD et du DF des participants sains a été significativement plus élevée que celui des participants ayant un TMS. De plus, il est vrai d'affirmer que l'activité musculaire du GF des participants sains a suivi, en une seule séance, la même tendance que l'ERD et le DF sans toutefois être significative. Il s'avère que ces trois muscles mentionnés font partie de la même chaîne musculaire, celle d'extension des membres inférieures, et se sont contractés conjointement en vue de la production des tâches de l'étude. Suite à cette analyse, il serait possible d'ajouter, en reprenant le terme employé par la revue de Sciascia et Cromwell (2012), que la chaîne musculaire d'extension serait plus optimale chez les patients asymptomatiques de notre étude. Comme l'ERG, le MF et l'IJ ne font pas partie de la même chaîne musculaire que l'ERD, le GF et le DF, cela peut expliquer qu'il n'y ait eu ni tendance, ni résultat significatif observé dans ces différents muscles.

Également, dans notre étude, en plus de devoir gérer le déséquilibre généré par l'instabilité de l'appareil en suspension, les participants devaient exécuter les tâches avec la vibration. Dans l'étude de Guthrie et coll. (2012), sans l'utilisation de la vibration, les exercices traditionnels et les exercices en suspension ont été comparés et un des exercices utilisés est le soulevé pelvien. Les auteurs concluent, après une seule séance, que ni les exercices traditionnels, ni les exercices en suspension ont eu un effet clinique immédiat dans l'activation des obliques internes et externes ainsi que du

transverse de l'abdomen (Guthrie, Grindstaff, Croy, Ingersoll, & Saliba, 2012). De son côté, l'étude de Park et coll. (2015) conclut que l'exercice du soulevé pelvien en suspension, combiné avec la vibration, est considéré comme efficace pour la stabilisation lombaire puisque cette combinaison permet d'augmenter significativement l'activité musculaire des obliques internes et externes faisant en sorte que l'exercice du soulevé pelvien en suspension combiné à la vibration est efficace dans le cadre d'une intervention pour des patients souffrant d'une lombalgie (Park, Lee, & Hwangbo, 2015). Ces auteurs affirment que cette augmentation significative de l'activation musculaire est reliée à l'application de la vibration. Effectivement, les participants asymptomatiques ont présenté une moyenne de RMS supérieure aux participants symptomatiques, et ce, significativement lors de la montée pelvienne et lors du maintien postural. Nous figurons donc que les participants sains ont été en mesure d'adapter leur recrutement musculaire en contractant notamment l'ERD et le DF plus efficacement tout en ajustant la force musculaire et le moment de contraction.

Relation entre la tendance retrouvée dans le synchronisme intermusculaire, le contrôle moteur et la combinaison des exercices en suspension et la vibration

Dans notre étude, nous avons observé, pendant le déroulement de notre seule séance, une tendance intéressante en lien avec le synchronisme intermusculaire. Bien que cette tendance ne soit pas significative et que nous ne savons pas si cette tendance se

retrouve à l'intérieur de la marge d'erreur, nous avons pu remarquer, une baisse au niveau du délai d'activation entre le premier et le dernier muscle au fil des essais, et ce, pour les deux groupes. Nous nous questionnons sur le fait que cette prédisposition est présente et, de surcroît, semblable autant chez un groupe de participants symptomatiques que chez un groupe de participants asymptomatiques. De fait, nous jugeons qu'il s'agit d'un élément intéressant et pertinent à discuter pour tenter d'expliquer et comprendre comment les participants des deux groupes ont réussi le soulevé pelvien et présentent cette même tendance.

Il est possible de voir un changement dans le délai intermusculaire à partir du second essai chez la population saine et à partir du troisième essai chez la population ayant un TMS en comparaison au premier essai (sans vibration) de chacun des groupes. En effet, le délai d'activation intermusculaire diminue au fil des essais pour les deux groupes respectivement et nous attribuons cet effet à la vibration. Nous supposons également qu'un lien peut être fait entre notre tendance retrouvée et les ajustements posturaux anticipés.

Tout d'abord, dans l'introduction, nous avons mentionné que les personnes lombalgiques ou en présence d'une douleur présentent un retard d'activation de ce mécanisme d'activation musculaire (Hodges & Richardson, 1996, 1999). Dans la littérature, il est indiqué que la stabilisation corporelle se produit, notamment, à l'aide des ajustements posturaux anticipés (Gurfinkel et al., 2006). Selon nous, ce mécanisme est une stratégie de synchronisme musculaire propre à chaque individu. Effectivement, chaque individu établit son choix de synergies musculaires parmi celles à sa disposition

et le choix de ce synchronisme dépend de l'expérience de chacun (Bernstein, 1967).

Ting et McKay (2007) proposent que les synergies musculaires sont caractérisées par l'activation de plusieurs muscles, tels des blocs cimentés et uniques à chaque individu, remplissant des fonctions similaires. Ces mêmes auteurs mentionnent d'ailleurs que plusieurs regroupements synergiques peuvent travailler de concert, selon différentes combinaisons, pour l'accomplissement d'une tâche motrice donnée (Ting, 2007).

L'étude de Vasseljen et coll. (2012) a eu peu ou pas d'amélioration sur le délai d'activation des ajustements posturaux anticipés au terme des huit semaines d'exercices abdominaux, qu'ils soient spécifiques, généraux ou en suspension, et nous savons que ces auteurs n'ont pas utilisé la vibration combinée aux exercices en suspension (Vasseljen et al., 2012). Dans notre étude, en une seule séance d'exercices en suspension et avec l'application d'une vibration, le synchronisme musculaire tendait à s'améliorer pour les deux groupes. Nous interprétons cette baisse au fait d'une meilleure capacité à recruter les muscles souhaités au moment opportun, c'est-à-dire que les participants semblent être en mesure d'avoir une meilleure synergie, un meilleur contrôle musculaire à chaque essai subséquent. Or, nous tentons de comprendre l'influence de la vibration sur la stratégie et la synergie musculaire en lien avec la tendance retrouvée chez les deux groupes suite à une seule séance.

La revue de Rittweger et coll. (2010), suggère, pour les personnes lombalgiques, une combinaison utilisant la vibration et des exercices de stabilisation en vue d'une diminution de la douleur. Cette diminution de la douleur est en lien avec l'excitabilité créée par la vibration dans les fuseaux neuromusculaires et des mécanorécepteurs à

adaptation rapide (Rittweger, 2010). De fait, une étude affirme que les exercices en suspension, tels qu'utilisés dans le cadre de la méthode Neurac™, améliorent la coordination entre le tronc et la hanche (Kirkesola, 2009). Le système nerveux emploie donc les synergies musculaires comme un ensemble de solutions heuristiques afin de transformer les objectifs de la tâche en modèles spatiotemporels détaillés de l'activation musculaire (Ting & McKay, 2007). Le SNC peut ainsi modifier les synergies musculaires disponibles et est même en mesure de créer de nouvelles synergies musculaires pour négocier avec les difficultés musculaires accrues et les tâches demandées (Santos & Aruin, 2008). Il est aussi possible de remarquer une amélioration dans la synergie musculaire lorsque les exercices de stabilisation sont effectués sur des surfaces instables (McGill, 1998). La recherche de Kim et coll. (2013) a fait le suivi d'un entraînement de quatre semaines à raison de trois rencontres par semaine d'exercices de stabilisation incluant le soulevé pelvien et respectant la méthode Neurac™. Les auteurs de cette étude affirment que, suite à leur programme, les exercices en suspension combinés à la vibration sont à considérer en vue d'améliorer la capacité d'ajuster l'équilibre postural lorsqu'elle est endommagée, de réduire la douleur et d'influencer positivement la normalisation des réponses motrices (Kim, Kim, Bae, & Kim, 2013). Malgré les différences dans le protocole et dans les outils de mesure de l'étude de Kim et coll (2013), le fait que l'équilibre postural, faisant partie du contrôle moteur, s'est amélioré à l'aide du soulevé pelvien sous vibration rejoint, selon nous, notre tendance. Dans notre étude, la diminution du délai intermusculaire des deux groupes est ressortie suite à une seule séance d'exécution du soulevé pelvien sous

vibration à plusieurs reprises comparativement à un plan d'entraînement à quatre semaines à raison de trois séances par semaine. Nous considérons ainsi qu'en une seule séance, à l'aide de la combinaison de la vibration et des exercices en suspension, nous sommes en mesure de stimuler la cohésion musculaire et favoriser de l'activation neuromusculaire. Nous estimons donc, compte tenu de la tendance retrouvée, avoir été en mesure de favoriser une tendance vers le synchronisme intermusculaire, et ce, autant chez les participants ayant un TMS que chez les participants sains.

Limites de l'étude

Tout d'abord, nous pensons que seulement 39 participants, 20 asymptomatiques et 19 symptomatiques, est un nombre peu élevé pour généraliser les résultats de cette étude. Compte tenu de certaines difficultés techniques avec les électrodes sans fils, nous avons eu quelques données manquantes ou contenant trop de bruits. Afin de pallier à cette situation, nous avons dû interpoler à l'aide des données avoisinantes chez environ 10% de nos participants. Comme nous avons exclu les fréquences de 58 à 62 Hz et de 28 à 32 Hz afin d'éliminer les interférences reliées respectivement à la tension électrique et à la vibration, il est possible que certaines activités musculaires furent perdues.

D'autre part, cette étude n'a pas été en mesure de connaître l'origine des changements musculaires compte tenu de la grande variabilité motrice. Comme nous avons utilisé l'EMG de surface, nous n'avons pas été en mesure de collecter les signaux myoélectriques des muscles dits profonds, ce qui aurait occasionné, à notre avis, des

résultats plus justes et plus précis. Aussi, nous estimons qu'en ajoutant la cinématique à l'EMG, il aurait été possible de catégoriser les variations motrices observées à chaque essai.

CHAPITRE VI

CONCLUSION

Lors d'une seule séance, les participants de cette étude ont dû apprendre à exécuter un mouvement simple en suspension, et ce, sous l'effet de la vibration. À la suite de cette unique séance, nous avons noté, chez les deux groupes, une amélioration de la coordination musculaire et un changement dans le patron d'activation de certains muscles. Puisque les participants sains sont plus enclins à contracter leurs ERD et leur DF, il apparaît qu'ils ont un meilleur contrôle musculaire de la chaîne d'extension. Les exercices en suspension combinés à la vibration semblent avoir une influence sur le délai intermusculaire puisqu'une amélioration au niveau de la synergie musculaire chez les deux groupes a été remarquée. Ceci concorde avec la littérature affirmant que cette combinaison parvient à rétablir un contrôle neuromusculaire et une stabilité du tronc tout en conduisant à une diminution significative de la douleur. Nous estimons donc que les résultats obtenus suite à une seule séance encourageront davantage l'utilisation des exercices en suspension combinés à la vibration pour initier un programme de réadaptation. Effectivement, il est intéressant et rassurant pour un patient ayant une ou des douleurs existantes d'exécuter les mouvements dans un environnement sans douleur augmentée. Ainsi, lors d'un TMS à la région lombo-pelvienne, il semble tout indiqué et indispensable de restaurer cette région en réadaptation et même de l'inclure comme

élément de base de réadaptation d'un autre segment. Il serait ainsi enviable que les prochaines études ajoutent la cinématique dans le but de catégoriser les adaptations motrices causées par la vibration et ainsi mieux comprendre ces réponses physiologiques.

LISTE DES RÉFÉRENCES

- Abboud, J., Nougrou, F., Pagé, I., Cantin, V., Massicotte, D., & Descarreaux, M. (2014). Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *European journal of applied physiology*, 114(12), 2645-2654.
- Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., & Fredericson, M. (2008). Core stability exercise principles. *Current sports medicine reports*, 7(1), 39-44.
- Arendt-Nielsen, L., & Graven-Nielsen, T. (2008). Muscle pain: sensory implications and interaction with motor control. *The Clinical journal of pain*, 24(4), 291-298.
- Belenkii, V., Gurfinkel, V., & Paltsev, E. (1967). On the control elements of voluntary movements. *Biofizika*.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica*, 60(S230), 1-54.
- Bernstein, N. A. (1967). The co-ordination and regulation of movements. Oxford, New York : Pergamon Press.
- Bonica, J. (1979). The need of a taxonomy. *Pain*, 6, 247-248.
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., & Swinnen, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, 25(8), 989-994.

- Brumagne, S., Lysens, R., Swinnen, S., & Verschueren, S. (1999). Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine*, 24(13), 1328.
- Burke, D., Hagbarth, K.-E., Löfstedt, L., & Wallin, B. (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *The Journal of physiology*, 261(3), 695.
- Busquet, L. (1998a). *Les Chaînes Musculaires. vol IV, Membres Inférieurs*. Paris: Frison-Roche.
- Busquet, L. (1998b). *Les Chaînes Musculaires. vol. I, Tronc et Colonne Cervicale*. Paris: Frison-Roche.
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and sport sciences reviews*, 31(1), 3-7.
- Chaory, K., Fayad, F., Rannou, F., Lefevre-Colau, M.-M., Fermanian, J., Revel, M., & Poiraudreau, S. (2004). Validation of the French version of the fear avoidance belief questionnaire. *Spine*, 29(8), 908-913.
- Cholewicki, J., Juluru, K., & McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of biomechanics*, 32(1), 13-17.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., & Straker, L. (2006). Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine*, 31(17), 2017-2023.

- Danneels, L. A., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E., Stevens, V. K., & De Cuyper, H. J. (2001). A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. *Spine*, 26(6), E114-E121.
- Dannelly, B., Otey, S., Croy, T., Harrison, B., Rynders, C., Hertel, J., & Weltman, A. (2011). Effectiveness of Traditional and Sling Exercise Strength Training in Novice Women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25, S81-S82.
- Eom, M. Y., Chung, S. H., & Ko, T. S. (2013). Effects of Bridging Exercise on Different Support Surfaces on the Transverse Abdominis. *Journal Of Physical Therapy Science*, 25(10), 1343.
- French, D. J., Roach, P. J., & Mayes, S. (2002). Peur du mouvement chez des accidentés du travail: L'Échelle de Kinésiophobie de Tampa (EKT). *Canadian Journal of Behavioural Science/Revue canadienne des sciences du comportement*, 34(1), 28.
- Gauthy, R. (2007). *Les troubles musculosquelettiques. Une "pandémie" mal comprise*. Belgique: European Trade Union Institute For Research, Education, Health And Safety.
- Généreux, R., Provençal, F., Mélineau, D., & Larouche, P.-E. (2006). *Rapport annuel d'activité 2005. Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST)*. Québec. CSST.
- Genevois, C., Berthier, P., Guidou, V., Muller, F., Thiebault, B., & Rogowski, I. (2014). Effects of 6-week sling-based training of the external-rotator muscles on the

- shoulder profile in elite female high school handball players. *Journal of sport rehabilitation*, 23(4), 286-295.
- Gill, K. P., & Callaghan, M. J. (1998). The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*, 23(3), 371-377.
- Gurfinkel, V., Cacciato, T. W., Cordo, P., Horak, F., Nutt, J., & Skoss, R. (2006). Postural muscle tone in the body axis of healthy humans. *Journal of neurophysiology*, 96(5), 2678-2687.
- Guthrie, R. J., Grindstaff, T. L., Croy, T., Ingersoll, C. D., & Saliba, S. A. (2012). The effect of traditional bridging or suspension-exercise bridging on lateral abdominal thickness in individuals with low back pain. *Journal of sport rehabilitation*, 21(2), 151-160.
- Hodges. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthopedic Clinics of North America*, 34(2), 245-254.
- Hodges. (2011). Pain and motor control: from the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2), 220-228.
- Hodges, & Moseley. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361-370.
- Hodges, & Richardson. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.

- Hodges, & Richardson. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(9), 1005-1012.
- Hodges, & Richardson, C. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-142.
- Issurin, V., Liebermann, D., & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of sports sciences*, 12(6), 561-566.
- Johansson, H., & Sojka, P. (1991). Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. *Medical hypotheses*, 35(3), 196-203.
- Kang, H., Jung, J., & Yu, J. (2012). Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. *Journal Of Sports Science & Medicine*, 11(3), 510-515.
- Kelly. (2016). *Elite Techniques in Shoulder Arthroscopy*: Springer.
- Kerlirzin, Y., Dietrich, G., & Vieilledent, S. (2009). *Le contrôle moteur: organisation et contrôle du mouvement*: Presses universitaires de France.
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.
- Kim, J. H., Kim, Y. E., Bae, S. H., & Kim, K. Y. (2013). The Effect of the Neurac Sling Exercise on Postural Balance Adjustment and Muscular Response Patterns in

- Chronic Low Back Pain Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(8), 1015.
- King, A. C., Ranganathan, R., & Newell, K. M. (2012). Individual differences in the exploration of a redundant space-time motor task. *Neuroscience letters*, 529(2), 144-149.
- Kirkesola, G. (2009). Neurac—a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *J Fysioterapeuten*, 76(12), 16-25.
- Kline, J. B., Krauss, J. R., Maher, S. F., & Qu, X. (2013). Core Strength Training Using a Combination of Home Exercises and a Dynamic Sling System for the Management of Low Back Pain in Pre-professional Ballet Dancers: A Case Series. *Journal of Dance Medicine & Science*, 17(1), 24-33.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, IL/US: Human Kinetics.
- Lee, Yang, Koog, Jun, Kim, & Kim. (2014). Effectiveness of sling exercise for chronic low back pain: a systematic review. *Journal Of Physical Therapy Science*, 26(8), 1301.
- Leinonen, V., Kankaanpää, M., Luukkonen, M., Kansanen, M., Hänninen, O., Airaksinen, O., & Taimela, S. (2003). Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. *Spine*, 28(8), 842-848.
- Loewenstein, W., & Skalak, R. (1966). Mechanical transmission in a Pacinian corpuscle. An analysis and a theory. *The Journal of physiology*, 182(2), 346-378.

- Loosch, H., & Mülleriand, E. (1999). Functional variability and an equifinal path of movement during targeted throwing. *Journal Of Human Movement Studies*, 36, 103-126.
- Lucas, D. B., & Bresler, B. (1961). Role of the trunk in stability of the spine. *JBJS*, 43(3), 327-351.
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian journal of physiology and pharmacology*, 69(5), 683-694.
- Lundeberg, T., Nordemar, R., & Ottoson, D. (1984). Pain alleviation by vibratory stimulation. *Pain*, 20(1), 25-44.
- Luo, J., McNamara, B., & Moran, K. (2005). The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Medicine*, 35(1), 23-41.
- Maeo, S., Chou, T., Yamamoto, M., & Kanehisa, H. (2014). Muscular activities during sling-and ground-based push-up exercise. *BMC research notes*, 7(1), 192.
- McGill, S. M. (1998). Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Physical Therapy*, 78(7), 754-765.
- McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 353-359.
- Michel, C., Arcand, R., Crevier, H., Dovonou, N., Martin, R., & Pelletier, P. (2012). Portrait national des troubles musculo-squelettiques (TMS) 1998-2007 : TMS

sous surveillance. Québec. *Directions de santé publique et Institut national de santé publique*, 52.

- Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2006). Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? *Behavioral neuroscience*, 120(2), 474.
- Muceli, S., Farina, D., Kirkesola, G., Katch, F., & Falla, D. (2011). Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2), 283-290.
- Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and motor control*. Champaign, IL/US: Human Kinetics.
- O'Sullivan, P. B., Twomey, L., & Allison, G. T. (1998). Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(2), 114-124.
- Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2003). Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *Journal of Applied Physiology*, 94(4), 1410-1420.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders & techniques*, 5(4), 383-389.

- Park, J., Lee, S., & Hwangbo, G. (2015). The effects of a bridge exercise with vibration training and an unstable base of support on lumbar stabilization. *Journal Of Physical Therapy Science*, 27(1), 63.
- Parkhurst, T. M., & Burnett, C. N. (1994). Injury and proprioception in the lower back. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(5), 282-295.
- Porterfield, J., & DeRosa, C. (1991). *Mechanical Low Back Pain: Perspectives in Functional Anatomy* (Vol. 167). Philadelphia, PA/USA: WB Saunders Company.
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W., LaMantia, A., McNamara, J., & White, L. (2014). Neuroscience. *De Boeck, Sinauer, Sunderland, Mass.*
- Redcord, A. (2010a). *Neurac 1*: Redcord AS.
- Redcord, A. (2010b). *Neurac 2 Back and Pelvis*: Redcord AS.
- Ribot-Ciscar, E., Vedel, J., & Roll, J. (1989). Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neuroscience letters*, 104(1), 130-135.
- Richardson, C., & Jull, G. (1995). Muscle control–pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*, 1(1), 2-10.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37(1), 80.
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology*, 108(5), 877-904.

- Roy, E. A., Hollins, M., & Maixner, W. (2003). Reduction of TMD pain by high-frequency vibration: a spatial and temporal analysis. *Pain, 101*(3), 267-274.
- Saeterbakken, A. H., Van Den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 25*(3), 712-718.
- Saliba, S. A., Croy, T., Guthrie, R., Grooms, D., Weltman, A., & Grindstaff, T. L. (2010). Differences in transverse abdominis activation with stable and unstable bridging exercises in individuals with low back pain. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT, 5*(2), 63.
- Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., Haff, G. G., & Kinser, A. M. (2008). Effect of vibration on forward split flexibility and pain perception in young male gymnasts. *International Journal of Sports Physiology & Performance, 3*(4).
- Santos, M. J., & Aruin, A. S. (2008). Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Experimental Brain Research, 184*(4), 547-559.
- Schmidt, & Debû, B. (1993). *Apprentissage moteur et performance*: Vigot Paris.
- Schröder, G., Knauerhase, A., Kundt, G., & Schober, H.-C. (2012). Effects of physical therapy on quality of life in osteoporosis patients-a randomized clinical trial. *Health and quality of life outcomes, 10*(1), 101.
- Sciascia, A., & Cromwell, R. (2012). Kinetic chain rehabilitation: a theoretical framework. *Rehabilitation research and practice, 2012*.

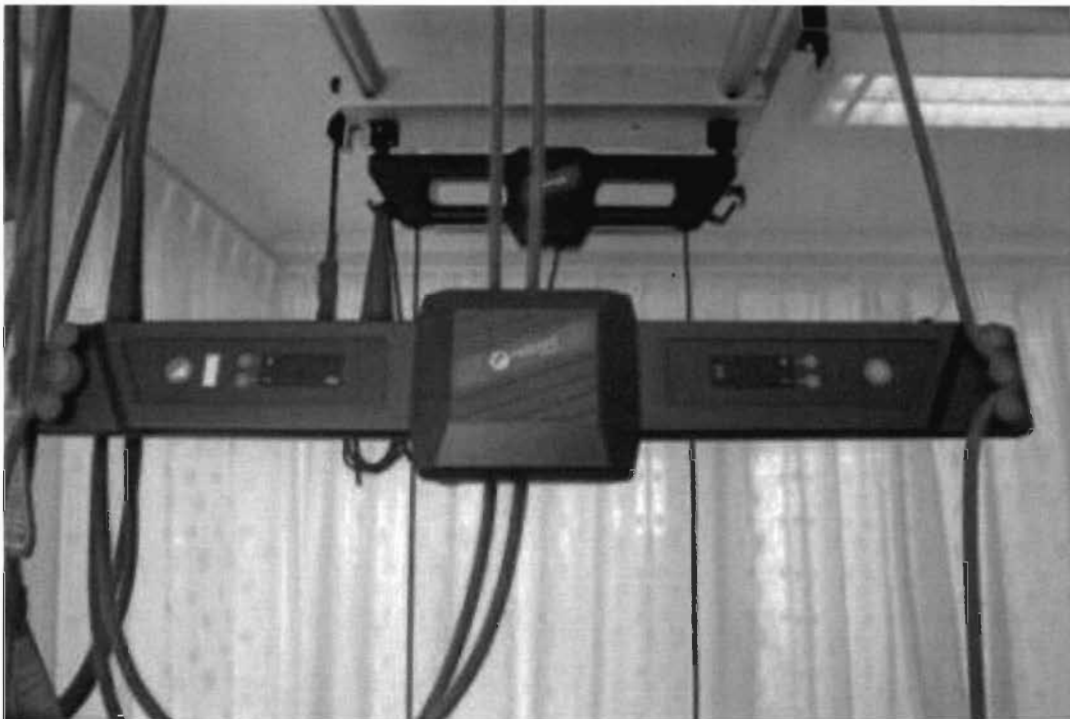
- Scrimshaw, S. V., & Maher, C. (2001). Responsiveness of visual analogue and McGill pain scale measures. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 24(8), 501-504.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2014). *Motor control: translating research into clinical practice*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Standaert, C. J., Weinstein, S. M., & Rumpeltes, J. (2008). Evidence-informed management of chronic low back pain with lumbar stabilization exercises. *The Spine Journal*, 8(1), 114-120.
- Strimpakos, N. (2011). The assessment of the cervical spine. Part 1: Range of motion and proprioception. *Journal of bodywork and movement therapies*, 15(1), 114-124.
- Stuge, B., Lærum, E., Kirkesola, G., & Vøllestad, N. (2004). The efficacy of a treatment program focusing on specific stabilizing exercises for pelvic girdle pain after pregnancy: a randomized controlled trial. *Spine*, 29(4), 351-359.
- Stuge, B., Veierød, M. B., Lærum, E., & Vøllestad, N. (2004). The efficacy of a treatment program focusing on specific stabilizing exercises for pelvic girdle pain after pregnancy: a two-year follow-up of a randomized clinical trial. *Spine*, 29(10), E197-E203.
- Thompson, C., Bélanger, M., & Fung, J. (2007). Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clinical Neurophysiology*, 118(11), 2456-2467.

- Ting, L. H. (2007). Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Progress in brain research*, 165, 299-321.
- Ting, L. H., & McKay, J. L. (2007). Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current opinion in neurobiology*, 17(6), 622-628.
- Tong, M. H., Mousavi, S. J., Kiers, H., Ferreira, P., Refshauge, K., & van Dieën, J. (2017). Is there a relationship between lumbar proprioception and low back pain? A systematic review with meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 98(1), 120-136. e122.
- Tsauo, J.-Y., Cheng, P.-F., & Yang, R.-S. (2008). The effects of sensorimotor training on knee proprioception and function for patients with knee osteoarthritis: a preliminary report. *Clinical Rehabilitation*, 22(5), 448-457.
- Van Dieën, J. H., Selen, L. P., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 333-351.
- Vasseljen, O., & Fladmark, A. M. (2010). Abdominal muscle contraction thickness and function after specific and general exercises: A randomized controlled trial in chronic low back pain patients. *Manual Therapy*, 15(5), 482-489.
- Vasseljen, O., Unsgaard-Tøndel, M., Westad, C., & Mork, P. J. (2012). Effect of core stability exercises on feed-forward activation of deep abdominal muscles in chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Spine*, 37(13), 1101-1108.

- Vera-Garcia, F. J., Grenier, S. G., & McGill, S. M. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80(6), 564-569.
- Vézina, M. (2011). *Enquête québécoise sur des conditions de travail d'emploi et de santé et de sécurité du travail (EQCOTSST): sommaire*: IRSST.
- Vogler, D., Paillex, R., Norberg, M., de Goumoens, P., & Cabri, J. (2008). *[Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French]*. Paper presented at the Annales de réadaptation et de médecine physique: revue scientifique de la Société française de rééducation fonctionnelle de réadaptation et de médecine physique.
- Whiting, H. T. A. (1983). *Human motor actions: Bernstein reassessed*: Elsevier.
- Wilke, H.-J., Wolf, S., Claes, L. E., Arand, M., & Wiesend, A. (1995). Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups: A Biomechanical In Vitro Study. *Spine*, 20(2), 192-197.

ANNEXES

REDCORD STIMULA™ (RECORD AS, STAUBØ, NORWAY)



ÉLECTRODES BIPOLAIRES SANS FILS DELSYS
MODEL TRIGNO™ WIRELESS SYSTEM (DELSYS INC,
BOSTON, MA, USA)



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : Comprendre les stratégies musculaires lors d'exercices en suspension sous l'influence de la vibration

Chercheurs : Jean-Sébastien Lauzon
Département des sciences de l'activité physique

Organismes : Aucun financement

N° DU CERTIFICAT : CER-14-203-07.32

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 09 juillet 2015 au 09 juillet 2016

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage :

- à aviser le CER par écrit de tout changement apporté à leur protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- à procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- à aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- à faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.


Maude Hébert

Présidente du comité


Fanny Longpré

Secrétaire du comité